

การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์
โดยใช้อัลกอริทึมทางพีชคณิต

IMPROVING THE QUALITY OF IMAGE RECONSTRUCTED FROM X-RAY
RADIOGRAPHS USING ALGEBRAIC RECONSTRUCTION ALGORITHMS

พิทยา อึ้งพินิจพงศ์
PHITTAYA UNGPINITPONG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2546

ISBN 974-824-595-2

การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต
IMPROVING THE QUALITY OF IMAGE RECONSTRUCTED FROM X-RAY
RADIOGRAPHS USING ALGEBRAIC RECONSTRUCTION ALGORITHMS



พิทยา อึ้งพินิจพงศ์
PHITTAYA UNGPINITPONG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2546

ISBN 974 - 324 - 595 - 2

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 49656
๔ ๓ ๒ ๕ ๐ ๓ ๓ ๒ ๕ ๔ ๗

.b.....
.i.....

**IMPROVING THE QUALITY OF IMAGE RECONSTRUCTED FROM X-RAY
RADIOGRAPHS USING ALGEBRAIC RECONSTRUCTION ALGORITHMS**

PHITTAYA UNGPINITPONG

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2003

ISBN 974 – 324 - 595 - 2

COPYRIGHT 2003

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซ์เรย์โดยใช้อัลกอริทึมทางพีชคณิต

IMPROVING THE QUALITY OF IMAGE RECONSTRUCTED FROM
X-Ray RADIOGRAPHS USING ALGEBRAIC RECONSTRUCTION

ชื่อนักศึกษา นายพิทยา อิงพิณิงพงส์

รหัสประจำตัว 44061307

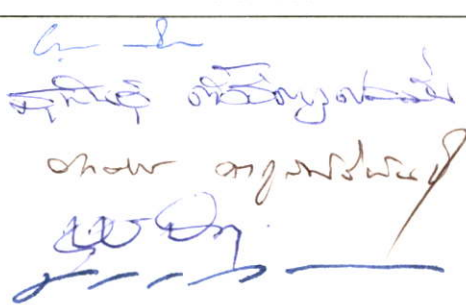
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.มนัส สัจวรรศิลป์

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์

ผศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ดร.ยุทธนา	กิดใจเด็ยว	
ดร.สุรพันธุ์	ตั้งจิตกุศลมัน	
รศ.ดร.รัตติกร	วารากุลศิริพันธุ์	
ผศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	
รศ.ดร.มนัส	สัจวรรศิลป์	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 13 พฤษภาคม 2546 เวลา 10.30-12.30 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น ชั้น 4 (ห้อง E12-403)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.บุญวัฒน์ อัครชู)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่.....๒๑.....เดือน.....พฤษภาคม.....พ.ศ.....๒๕๔๖.....

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์โดยใช้ อัลกอริทึมทางพีชคณิต
นักศึกษา	นายพิทยา อึ้งพินิจพงศ์
รหัสนักศึกษา	44061307
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2546
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.มนัส สัจวรศิลป์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

การสร้างภาพตัดขวางของกระดูกจะได้จากชุดข้อมูลภาพฉายเอ็กซเรย์ที่มุมต่างๆ โดยเส้นสแกนที่ถูกดิจิทัลไจซ์จากแต่ละภาพฉายเอ็กซเรย์จะถูกนำมาใช้เป็นข้อมูลโปรเจกชันในการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน ภาพตัดขวางเป็นที่นิยมใช้ในการวินิจฉัยโรค อย่างไรก็ตาม เนื่องด้วยจำนวนของภาพฉายเอ็กซเรย์จะถูกจำกัดด้วยปริมาณการฉายรังสี จึงทำให้ภาพตัดขวางที่ได้จากเทคนิคฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันมีความผิดพลาดและเกิด Star-artifact ขึ้น

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการใหม่ในการสร้างภาพตัดขวางจากภาพฉายเอ็กซเรย์ โดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต (ART, SIRT และ SART) ซึ่งให้ภาพตัดขวางที่ถูกต้องกว่าภาพตัดขวางที่ใช้เทคนิคฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน แต่อย่างไรก็ตามเทคนิคนี้มีข้อจำกัดในเรื่องที่จำเป็นต้องใช้เวลาในการคำนวณมากกว่าเทคนิคฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน

Thesis Title	Improving the Quality of Image Reconstructed from X-Ray Radiographs Using Algebraic Reconstruction Algorithms
Student	Mr.Phittaya Ungpinitpong
Student ID.	44061307
Degree	Master of Engineering
Programme	Electronics Engineering
Year	2003
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Manas Sangworasil
Thesis Co-Advisor	Assoc.Prof.Dr.Surapan Airphaiboon
Thesis Co-Advisor	Assist.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

Normally, a cross section of bone is reconstructed from a series of X-ray radiograph taken at different angle. The digitized scanned lines from each radiograph, served as the projection, are used by the filtered-backprojection technique. The cross-sectional image is very useful for diagnosis. However, when the number of X-ray radiograph is limited by over-irradiated problem, the reconstruction from the filtered-backprojection technique give an error and star artifact.

In this research, the algebraic formulations, such as ART, SIRT, and SART, are applied with the limited views of X-ray radiograph. Comparing the quality of reconstruction, the results have shown the superior of the proposed method over the filtered-backprojection technique while the computation time is quite extensive.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ลุล่วงได้อย่างดี ด้วยความช่วยเหลือและการสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบพระคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู ตลอดจนให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สัจวรศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่างๆ รวมทั้งความเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาของท่านเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูรณ์ และ ผศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษา ร่วม ผู้ซึ่งให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่างๆเกี่ยวกับงานวิจัย

ขอขอบคุณ นายวิฑูร วิทยชานาญกุล น.ส.ปิยะนุช สมมณี ที่ช่วยให้แนวคิด คำแนะนำและความช่วยเหลือเกี่ยวกับงานวิจัยจนสำเร็จลุล่วงไปได้

ขอขอบพระคุณ เพื่อนนักศึกษาในห้องวิจัยทุกคนที่ช่วยเหลือให้คำแนะนำต่างๆ จนสำเร็จสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

พิทยา อิงพินิจพงศ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VII
สารบัญรูป	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย	3
บทที่ 2 ภาพตัดขวางของวัตถุและคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 บทนำ	4
2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง	4
2.2.1 ภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	5
2.2.2 ภาพตัดขวางจากอัลตราซาวนด์	11
2.2.3 ภาพตัดขวางจากโพซิตรอนอิมิตชัน โทโมกราฟี (P.E.T)	13
2.2.4 ภาพตัดขวางจากทรานแอคเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิตชัน โทโมกราฟี (S.P.E.C.T)	13
2.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์	14
2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์	14
2.3.2 การเกิดรังสีเอ็กซ์	15
2.3.3 ลักษณะและคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์	17
2.3.4 หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์	18
2.3.4.1 การวัดคุณภาพ	18
2.3.4.2 การวัดปริมาณ	18

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.5 ผลและอันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกาย	19
2.3.5.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย	19
2.3.5.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย.....	23
2.3.6 การป้องกันอันตรายจากรังสีเอ็กซ์	24
2.3.7 ประโยชน์ของเอ็กซ์เรย์ทางการแพทย์	25
2.4 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง	30
2.4.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน	30
2.4.1.1 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า และการฉายแสงไปยังวัตถุ ที่มีเนื้อเดียวกันตลอด	30
2.4.1.2 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า แต่มีการฉายแสง ไปยังวัตถุเพียง 1 ครั้ง	31
2.4.1.3 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า และมีการฉายรังสีหลาย ทิศทาง	32
2.4.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น (Line Integrals) และการ โปรเจกชัน (Projections)	34
2.4.3 การแปลงเรดอน (Radon Transform)	36
บทที่ 3 อัลกอริทึมของการสร้างภาพตัดขวาง	38
3.1 บทนำ	38
3.2 การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนาน.....	38
3.2.1 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์.....	38
3.2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีแบคโปรเจกชัน.....	44
3.2.3 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน.....	47
3.3 การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงรูปกรวย.....	49
บทที่ 4 การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต.....	52
4.1 บทนำ	52
4.2 ทฤษฎีพื้นฐานของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต.....	52
4.3 ชนิดของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต.....	55
4.3.1 ART(Algebraic Reconstruction Techniques).....	55

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.3.2 SIRT(Simultaneous Iterative Reconstruction Techniques).....	56
4.3.3 SART(Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques).....	56
4.4 ทฤษฎีของคาร์แมค.....	57
4.5 การคำนวณหาค่าแฟกเตอร์นำหน้า.....	61
4.6 ทำไมอัลกอริธึมแบบพีชคณิตจึงต้องการจำนวน โปรเจกชันน้อยกว่า วิธีฟิลเตอร์แบค โปรเจกชัน.....	62
บทที่ 5 ผลการทดลอง	64
5.1 บทนำ	64
5.2 การทดลองสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์.....	64
5.2.1 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีการแปลงฟูเรียร์.....	65
5.2.2 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีแบค โปรเจกชัน.....	66
5.2.3 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีฟิลเตอร์แบค โปรเจกชัน.....	67
5.2.4 การทดลองสร้างตัดขวางโดยใช้อัลกอริธึมแบบพีชคณิต.....	68
5.2.4.1 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีART.....	68
5.2.4.2 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีSIRT	73
5.2.4.3 การทดลองสร้างตัดขวางโดยวิธีSART.....	78
5.3 การทดลองสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์.....	89
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	97
6.1 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	98
เอกสารอ้างอิง	99
ภาคผนวก ก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	101
ประวัติผู้เขียน	102

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 การกระจายเครื่องเครื่องอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ จำแนกตามสังกัดและรายภาค ปี 2535	1
2.1 ความต้านทาน(Resistant)ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี	20
2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น	23
2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ	24
2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย	24
2.5 ส่วนประกอบและฟังก์ชันของวงรีในแฟนทอมรูปสี่เหลี่ยม	36
5.1 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90.....	65
5.2 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจกชันที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90.....	66
5.3 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90.....	67
5.4 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริทึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10.....	83
5.5 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริทึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10.....	84
5.6 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริทึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10.....	85
5.7 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริทึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10.....	86
5.8 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริทึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10.....	87
5.9 ตารางเปรียบเทียบระยะเวลา(วินาที)ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางที่มี ขนาด 256x256 พิกเซล จำนวน 1 สไลด์.....	88

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีการส่งผ่าน การแผ่ และการสะท้อน	4
2.2 (ก) ห้องควบคุมเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ (ข) เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบถ่ายได้ตลอดทั้งตัว	6
2.3 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง	7
2.4 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง	8
2.5 ตัวอย่างการทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง	8
2.6 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สาม	9
2.7 ตัวอย่างการเกิดอาทิเฟ็คท์วงแหวนในสแกนเนอร์รุ่นที่สาม เมื่อหัววัดตัวหนึ่งชำรุด	9
2.8 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่	10
2.9 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่ห้า	11
2.10 เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นความถี่สูง	13
2.11 เครื่องทรานแซกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิตชันโทโมกราฟี	13
2.12 ฟิล์มเอ็กซ์เรย์มือแบบที่เรินด์เกนค้นพบ โดยบังเอิญ	15
2.13 เครื่องทำฟลูออโรสโคปชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด	26
2.14 โทโมกราฟีแบบต่างๆ	27
2.15 เครื่องโทโมกราฟีแบบตัดขวางลำตัว	27
2.16 เครื่องทำโทโมกราฟี	28
2.17 ลำรังสีเอ็กซ์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด	30
2.18 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า	31
2.19 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง	32
2.20 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์	33
2.21 โปรเจกชันของวัตถุ $f(x, y)$ ที่มุม θ	34
2.22 แพนทอมรูปสี่ระยะของ Shepp และ Logan	35
2.23 เรขาคณิตของการแปลงเรดอน	37
3.1 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์แสดงความสัมพันธ์ระหว่างการแปลงฟูเรียร์ของโปรเจกชันกับการแปลงฟูเรียร์ของภาพ	38
3.2 (a) ราวสเตอร์เชิงขั้ว (b) ราวสเตอร์เชิงขั้วมุมฉาก	42

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.3 การประมาณค่าจุด Q	42
3.4 โปรเจกชันของฟังก์ชัน 2 มิติ.....	43
3.5 ภาพแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของ Ram-Lak Filter.....	48
3.6 ภาพแสดงระบบพิกัด (t,s)	49
4.1 ภาพแสดงรูปแบบของการฉายแสงและการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก.....	53
4.2 แสดงการใช้ทฤษฎีของคาร์แมคในการแก้ระบบสมการ 2 ตัวแปร	58
4.3 ภาพแสดง Hyperplane ของสมการ $\vec{w}_1 \cdot \vec{f} = p_1$	59
4.4 ภาพแสดงการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก.....	61
4.5 ภาพแสดงตัวอย่างการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก.....	62
5.1 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ที่มี จำนวนโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ.....	65
5.2 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจกชันที่มี จำนวนโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ.....	66
5.3 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟิลเตอร์แบค โปรเจกชันที่มีจำนวนโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ.....	67
5.4 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	68
5.5 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	69
5.6 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	70
5.7 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	71
5.8 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	72
5.9 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ.....	73

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.24 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีต่างๆ.....	88
5.25 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขาสุนัขจำนวน 12 ภาพ.....	89
5.26 ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงหัวเข่าจำนวน 18 ภาพ.....	90
5.27 ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงต้นขาจำนวน 18 ภาพ.....	90
5.28 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน.....	91
5.29 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีSART.....	91
5.30 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน.....	92
5.31 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางSART.....	92
5.32 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงหัวเข่าที่ตำแหน่ง 60 และ 160 จากวิธีFBP.....	93
5.33 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงหัวเข่าที่ตำแหน่ง 60 และ 160 จากวิธีSART.....	93
5.34 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงหัวเข่าที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีFBP.....	94
5.35 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงหัวเข่าที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีSART.....	94
5.36 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงต้นขาที่ตำแหน่ง 60 และ 180 จากวิธีFBP.....	95
5.37 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงต้นขาที่ตำแหน่ง 60 และ 180 จากวิธีSART.....	95
5.38 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงต้นขาที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีFBP.....	96
5.39 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงต้นขาที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีSART.....	96
6.1 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีต่างๆ.....	97

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันภาพสามมิติที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์สร้างมาจากภาพตัดขวาง และภาพตัดขวางจะได้มาจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์(Computed Tomography หรือ CT) ซึ่งเป็นเครื่องมือแพทย์ที่มีนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง และประกอบกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือแพทย์ที่ใช้คอมพิวเตอร์และซอฟต์แวร์ซึ่งก็มีราคาสูงมาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เครื่องหนึ่งที่นำเข้าจากประเทศอเมริกาจะมีราคาประมาณ 20-30 ล้านบาท[1] เมื่อเปรียบเทียบกับราคาของเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ซึ่งมีราคาประมาณ 200,000 บาท[1] จะเห็นว่าจำนวนเงินที่ซื้อเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามารถนำไปซื้อเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ได้ถึง 100 เครื่อง สำหรับจำนวนเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์และเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในประเทศไทยก็มีจำนวนต่างกันมาก กล่าวคือ จำนวนเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ในประเทศไทยมีประมาณ 5,000 เครื่องทั่วประเทศ อัตราเทียบประชากรต่อเครื่องคือ 12,000 คนต่อเครื่อง ซึ่งในจำนวนเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ 5,000 เครื่องนี้ จะติดตั้งอยู่ในกรุงเทพฯประมาณ 2,000 เครื่อง อัตราในต่างจังหวัด 3,000 คนต่อเครื่อง ส่วนจำนวนเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีประมาณ 119 เครื่อง เมื่อ 10 ปีที่ผ่านมา ดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 การกระจายเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำแนกตามสังกัดและรายนาม ปี 2535

ภาคภูมิศาสตร์	โรงพยาบาลเอกชน	ศูนย์เอกชน	กสธ.	ทบวงฯ	กทม.	กลาโหม	อื่นๆ	รวม
	มุ่งกำไร	ไม่กำไร						
กรุงเทพฯ	34	4	6	4	6	4	3	62
กลาง	12	-	5	3	-	-	-	20
เหนือ	9	-	3	2	2	-	-	16
อีสาน	3	-	4	3	1	-	-	11
ใต้	5	-	2	2	1	-	-	10
รวม	63	-	20	14	10	4	3	119
%	53	4	17	12	8	3	1	100

เมื่อเปรียบเทียบราคาบริการของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์กับเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์จะได้ว่าราคาบริการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของภาคเอกชนเป็นดังนี้ คือ ตรวจสมองราคา 4,000 บาท และส่วนอื่นๆของร่างกาย 5,000 บาท ในขณะที่โรงพยาบาลรัฐบาลเก็บค่าบริการในราคาที่ต่ำกว่า คือ

3,000 และ 4,000 บาทตามลำดับ[1] ส่วน ส่วนราคาบริการเอ็กซ์เรย์กระดูก ปอด หัวใจ กระเพาะ รูปละ 20-50 บาท ถ้าจะเอาฟิล์มด้วยราคาก็จะเพิ่มขึ้นอีกเท่าตัว คือ ประมาณ 40-100 บาท[2] ซึ่งได้มีงานวิจัยที่ได้ทำการศึกษาการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยใช้วิธีฟิวเตอร์แบคโปรเจกชัน[3] แล้วนำภาพตัดขวางที่ได้ไปสร้างเป็นภาพสามมิติ เพื่อที่จะใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ แต่พบว่าภาพตัดขวางที่ได้ยังมีคุณภาพไม่ดีเท่าที่ควร อันเป็นผลมาจากจำนวนของภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่มีจำนวนจำกัด

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้ทำการศึกษาวិธีการปรับปรุงคุณภาพของการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต โดยได้ทำการเปรียบเทียบกับวิธีการแปลงฟูเรียร์, วิธีแบคโปรเจกชัน และ วิธีฟิวเตอร์แบคโปรเจกชัน

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อปรับปรุงคุณภาพของการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต
2. เพื่อเปรียบเทียบอัลกอริธึมในการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต กับ วิธีการแปลงฟูเรียร์ , วิธีแบคโปรเจกชัน และ วิธีฟิวเตอร์แบคโปรเจกชัน

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ในการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ จำเป็นต้องใช้ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่มุมต่างๆรอบๆวัตถุ แต่เนื่องจากข้อจำกัดด้านปริมาณของรังสีที่วัตถุจะได้รับ จึงทำให้ได้จำนวนของภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่จำกัด ซึ่งจะมีผลอย่างมากกับคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟิวเตอร์แบคโปรเจกชัน จึงได้มีการนำเสนอวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิตซึ่งจะให้ภาพตัดขวางที่มีคุณภาพดีกว่าวิธีฟิวเตอร์แบคโปรเจกชันเมื่อมีจำนวนมุมของข้อมูลมีจำกัด

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต ซึ่งจะประกอบด้วย ART , SIRT ,SART เป็นการสร้างภาพแบบอิตเทอเรชัน โดยจะเป็นการจัดสมการความสัมพันธ์ของภาพตัดขวางกับข้อมูลโปรเจกชันให้อยู่ในรูปแบบเซตของสมการเชิงเส้น(Linear Equations) จากนั้นใช้ทฤษฎีของคาร์แมกซ์ (Kaczmarz method) ช่วยในการแก้หาผลเฉลยของเซตของสมการเชิงเส้น โดยที่อัลกอริธึมทางพีชคณิตนี้จะสามารถเพิ่มความถูกต้องของผลเฉลยได้โดยทำการนำผลเฉลยที่ได้ นำกลับมาคำนวณซ้ำอีก

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

ศึกษาการปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์โดยใช้อัลกอริทึมทางพีชคณิต ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะรายงานการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนาน(Parallel-Beam) โดยจะทำการเปรียบเทียบคุณภาพของภาพตัดขวางที่ใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิตกับอัลกอริทึมแบบอื่นๆเช่น วิธีแบคโปรเจกชัน (Back projection), วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน (Filter Backprojection) และวิธีการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Reconstruction Method) ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1. กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2. กล่าวถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวาง ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ และคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง

บทที่ 3. กล่าวถึงอัลกอริทึมในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งได้แก่ วิธีแบคโปรเจกชัน วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน วิธีการแปลงฟูเรียร์

บทที่ 4. กล่าวถึงอัลกอริทึมในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต

บทที่ 5. กล่าวถึงการทดลอง และผลการทดลอง

บทที่ 6. เป็นการสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อไป

บทที่ 2

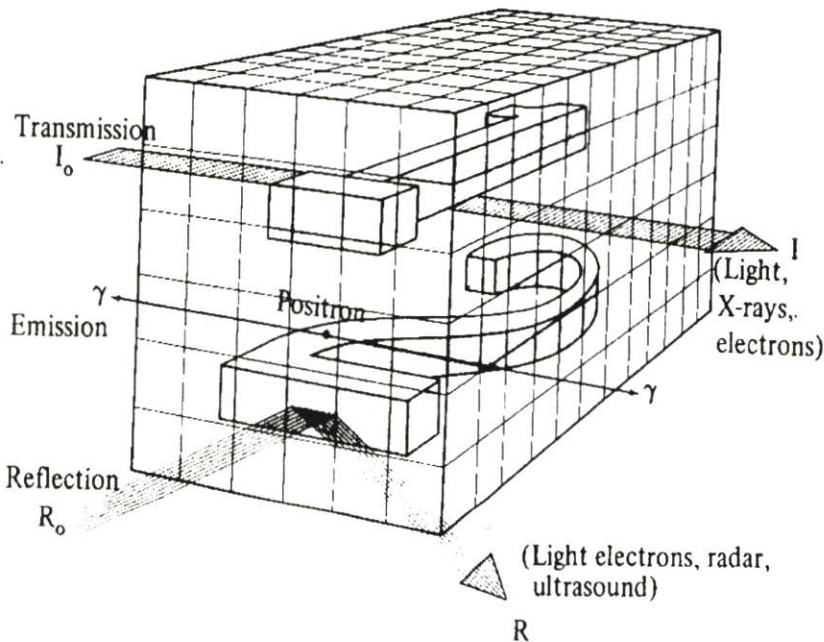
ภาพตัดขวางของวัตถุและคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีการต่างๆ, ภาพถ่ายเอ็กซเรย์, คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งจะแบ่งออกเป็น การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน, การอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจกชัน และการแปลงเรดอน

2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง

ปัญหาที่สำคัญในการประมวลผลเชิงภาพ (Image Processing) คือ การสร้างภาพตัดขวางของวัตถุโดยไม่ต้องทำลายวัตถุนั้น จากรูปที่ 2.1 พิจารณารูปสี่เหลี่ยมทรงลูกบาศก์ตัน ภายในประกอบด้วยเลขหนึ่งและสอง วิธีการที่ง่ายที่สุดเพื่อที่จะรู้ว่าภายในสี่เหลี่ยมตันนี้ประกอบด้วยอะไรบ้าง คือ การผ่าวัตถุตามแนวขวางให้ผ่านส่วนที่ต้องการดู อย่างไรก็ตาม ในทางปฏิบัติในกรณีต่างๆ เช่น การวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ (Medical diagnosis), การสังเกตดวงดาว (Astronomical observation), การทดสอบในทางอุตสาหกรรมโดยไม่ต้องทำลาย (Industrial nondestructive testing) เป็นต้น จะไม่สามารถใช้วิธีการนี้ได้



รูปที่ 2.1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีการส่งผ่าน การแผ่ และการสะท้อน

วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายวัตถุ แบ่งออกเป็นหลักใหญ่ๆ 3 วิธี คือ การส่งผ่าน (Transmission), การแผ่ (Emission), และการสะท้อน (Reflection) ในการส่งผ่านเราจะใช้รังสีเอกซ์, ลำโวลีตรอน, ความร้อนหรือแสง หรือพลังงานใดๆก็ได้ที่ประพฤติตนตามกฎของการดูดซึม (Absorption law) โดยพลังงานที่ผ่านเข้าไปในวัตถุจะถูกดูดซึมในส่วนต่างๆของวัตถุไม่เท่ากัน พลังงานส่วนที่ทะลุออกมา เรียกว่า โปรเจกชัน และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในวิธีการแผ่เราจะฉีดสารที่มีกัมมันตภาพรังสีเป็นส่วนประกอบ เมื่อสารนี้ไปยังอวัยวะที่สนใจก็จะแผ่รังสีแกมมาในทิศทางที่แตกต่างกัน ความแตกต่างของเวลาที่ใช้ในการเดินทางของรังสีแกมมาที่ผ่านตำแหน่งเดียวกัน จะสามารถนำไปประมวลผลหาตำแหน่งของจุดนั้นได้ ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟี (Positron Emission Tomography หรือ P.E.T) และ เครื่องซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟี (Single Photon Emission Computed Tomography หรือ S.P.E.C.T) ส่วนการสะท้อนจะใช้คุณสมบัติการสะท้อนของผิวหนังของวัตถุมาตรวจสอบหาลักษณะของวัตถุได้ แหล่งพลังงานที่ใช้ เช่น แสง, ลำโวลีตรอน, เรดาร์ หรือ อุลตราโซนิค ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องอัลตราซาวด์ (Ultrasound)

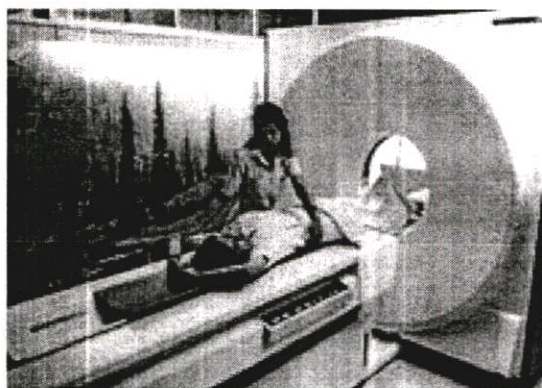
2.2.1 ภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ดอกเตอร์กอดเฟรย์ นิวโบลด์ เฮนส์ฟิลด์ (Dr. Godfrey Newbold Hounsfield) วิศวกรไฟฟ้าชาวอังกฤษ และอัลเลน แมคลีออด คอร์แมค (Allen Mac Leod Cormack) นักฟิสิกส์แห่งมหาวิทยาลัยทัฟส์ของสหรัฐอเมริกา เป็นผู้ได้รับรางวัลโนเบลร่วมกันจากสถาบันสตอกโฮล์ม แคลโรลินสกา ในสาขาสรีรวิทยา (physiology) เมื่อเดือนตุลาคม พ.ศ. 2522 ในการค้นพบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ นักวิทยาศาสตร์ทั้งสองท่านนี้ไม่เคยรู้จักกันมาก่อนเลย แต่บังเอิญทำการค้นคว้าในเรื่องเดียวกัน และประสบผลสำเร็จพร้อมกัน โดยนายคอร์แมค ซึ่งเกิดในแอฟริกาใต้และได้ย้ายถิ่นที่อยู่ไปอยู่ในสหรัฐอเมริกา เมื่อปีพ.ศ. 2499 ได้เป็นผู้พบทฤษฎีว่าด้วยการที่เนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความหนาแน่นไม่เท่ากัน และมีโครงสร้างต่างๆกัน สามารถสกัดกั้นเอกซเรย์ได้ไม่เท่ากัน ถ้าหากสร้างเครื่องเอกซเรย์ที่มีหลอดเอกซเรย์หมุนรอบตัวคนไข้ แล้วสร้างเครื่องวัดจำนวนเอกซเรย์ที่ทะลุผ่านคนไข้ออกมาในมุมต่างๆกันแล้ว จะได้ข้อมูลออกมาจำนวนมากในรูปของสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งเมื่อนำไปป้อนเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์แล้วจะสามารถสร้างรูปอวัยวะภายในระบบสามมิติขึ้นได้บนจอโทรทัศน์ นายคอร์แมคเป็นชาวอเมริกันคนที่ 53 ที่ได้รับรางวัลโนเบล ขณะที่รับรางวัลเขามีอายุ 55 ปี ส่วนนายเฮนส์ฟิลด์นั้นเชื่อว่าเอกซเรย์เมื่อผ่านคนไข้แล้ววัดด้วยเครื่องวัด จำนวนรังสีจะสามารถแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า แล้วเอามาสร้างรูปได้เช่นเดียวกับที่คอร์แมคคิด แต่เขาได้สร้างเครื่องขึ้นจริงๆ และทำสำเร็จเมื่อ พ.ศ. 2515 ขณะที่เขาได้รับรางวัลโนเบล เขามีอายุ 60 ปี

เมื่อพิจารณาถึงวิธีการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์เพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่เหมือนตัดร่างกายออกมาเป็นชิ้นบางๆ นั้นพบว่า มีความสลับซับซ้อนอยู่มากพอสมควร เพราะเป็นวิธีการที่ต้องอาศัยความรู้ทางฟิสิกส์วิศวกรรม และคอมพิวเตอร์เป็นอย่างดี ตามทฤษฎีการสร้างภาพของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ทำให้ทราบว่าข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพ คือค่าความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุผ่านร่างกายผู้ป่วยชิ้นบางๆ ดังกล่าวออกมาในทิศทางต่างๆ จำนวนมาก หลักการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ง่ายที่สุดขณะนี้ คือ ยิงรังสีเอ็กซ์ลำแคบออกไปจากหลอดรังสีเอ็กซ์ แล้วใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์ไปตั้งไว้ที่ฝั่งตรงข้าม แล้วเคลื่อนหลอดรังสีเอ็กซ์ให้รังสีเอ็กซ์ลำแคบตัดผ่านไป ในระนาบของผู้ป่วยที่ต้องการ การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงแบบนี้ 1 ครั้งจะได้ข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ 1 โพรไฟล์ (profile) สำหรับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่เฮนสฟิลด์สร้างขึ้นครั้งแรก 1 โพรไฟล์ จะประกอบด้วย 160 เรย์ซัน เมื่อการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งแรกจบลง การเคลื่อนที่ตัดจะเริ่มขึ้นอีก แต่รังสีเอ็กซ์ลำแคบจะบิดไปจากแนวเดิม 1 องศา แล้วเคลื่อนที่ตัดแบบเดิม ในระนาบเดิม การเคลื่อนที่ตัดจะต้องกระทำจนกระทั่งครบ 180 องศา ข้อมูลความเข้มของรังสีทั้งหมด 180 โพรไฟล์ หรือ 180×160 เรย์ซัน จะถูกนำไปใช้ในการคำนวณสร้างภาพ



(ก)



(ข)

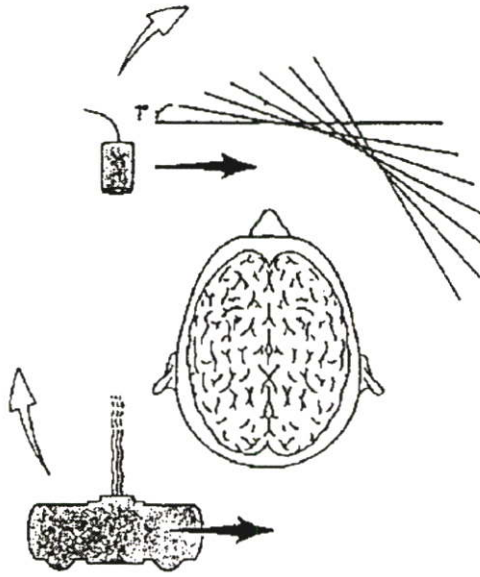
รูปที่ 2.2 (ก) ห้องควบคุมเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

(ข) เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบถ่ายได้ตลอดทั้งตัว

ในปัจจุบันการใช้เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ทำให้แพทย์วินิจฉัยโรคได้ดี ถ้วนรวดเร็ว ปลอดภัยและไร้ความเจ็บปวด นับได้ว่าเป็นความก้าวหน้าที่สำคัญยิ่งในทางการแพทย์ ในระยะแรกเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นี้มีขนาดเล็ก ตรวจได้แต่ส่วนศีรษะและสมอง แต่เวลาต่อมาก็มีการปรับปรุงให้ดีขึ้นอย่างรวดเร็ว จนสามารถถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ได้ทั่วร่างกาย นอกจากนี้ยังถ่ายได้ด้วยความสะดวกเพิ่มขึ้น ซึ่งวิวัฒนาการของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ จะแบ่งตามหลักการทำงานและวิธีการใช้ได้ดังนี้

1) สแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง (First-Generation scanner)

เป็นเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นแรกสุด หลักการทำงานของรุ่นนี้ คือ ใช้รังสีเอ็กซ์ลำแคบเพียง 1 ลำ หลอดรังสีเอ็กซ์ 1 หลอด และ หัววัดเพียง 1 หัว ทั้งหลอดรังสีเอ็กซ์และหัววัดติดตั้งบนกรอบเดียวกัน การเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์เพื่อนำไปคำนวณสร้างภาพจะประกอบด้วย การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงและการหมุนประกอบกัน ในส่วนของการหมุนจะหมุนเป็นขั้นๆ ขั้นละ 1 องศา จนครบ 180 องศา ดังรูปที่ 2.3 ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลทั้งหมด 3-5 นาที รุ่นนี้อาจเรียกว่า แบบเคลื่อนหมุน (translate-rotate type)



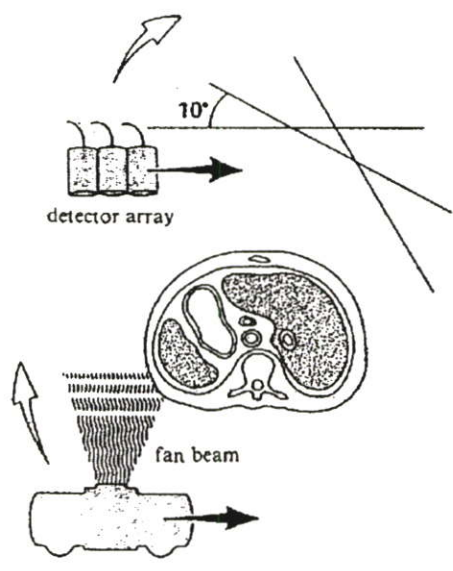
รูปที่ 2.3 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง

2) สแกนเนอร์รุ่นที่สอง (Second-Generation scanner)

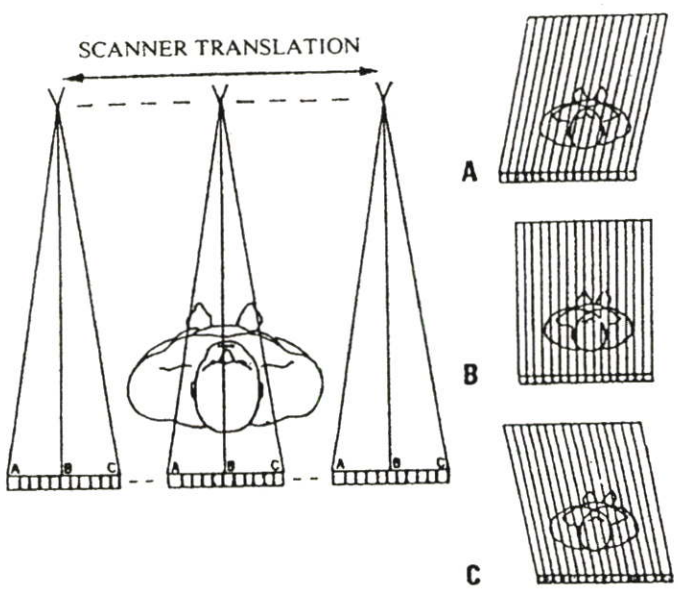
เนื่องจากเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่หนึ่ง ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มนานถึง 3-5 นาที จึงได้มีการพัฒนาต่อเพื่อลดเวลาลง เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ประกอบด้วย ลำรังสีเอ็กซ์แบบพัด (fan-shaped beam) หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว และใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์หลายอันเรียงติดกันเป็นหัววัดแบบมัลติเพิล (multiple detector) จำนวนตั้งแต่ 5-30 อัน ลำรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้มีมุมบานออก 3 องศา ถึง 10 องศา การทำงานยังคงเป็นแบบเคลื่อนหมุน เวลาที่ใช้ในการทำงานจะลดลงเหลือเพียง 18-20 วินาที

ในรูปที่ 2.4 เป็นตัวอย่างการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ ซึ่งประกอบด้วย การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงของลำรังสีเอ็กซ์เสร็จแล้วจะหมุนไปจากแนวเดิมครั้งละ 10 องศา ซึ่งถ้าการทำงานเป็นไปตามตัวอย่างนี้ ลำรังสีเอ็กซ์จะเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงเพียง 18 ครั้งเท่านั้น ใน

เคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง 1 ครั้ง จะได้ข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์มากกว่า 1 โพรไฟล์ (Profile) ทั้งนี้ขึ้นกับจำนวนหัววัดที่ใช้ จากรูปที่ 2.5 จะเห็นว่าถ้าสมมติว่ามีหัววัด 3 อัน คือ A, B และ C การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง 1 ครั้ง จะได้ 3 โพรไฟล์ที่เกิดจากหัววัด A, B และ C ตามลำดับ โดยที่โพรไฟล์ของหัววัดทั้งสามจะเหมือนกับโพรไฟล์ในเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นแรกนั่นเอง ด้วยเหตุนี้ การเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์จึงใช้เวลาสั้นลงมาก



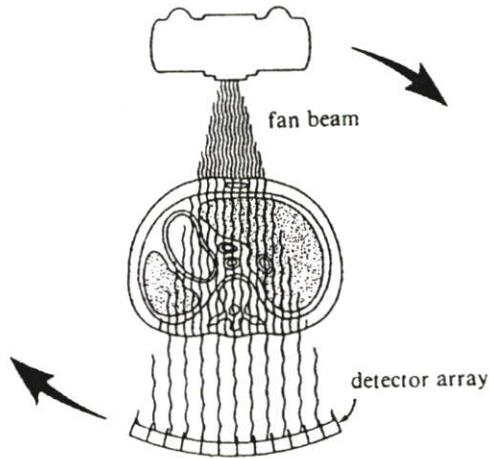
รูปที่ 2.4 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง



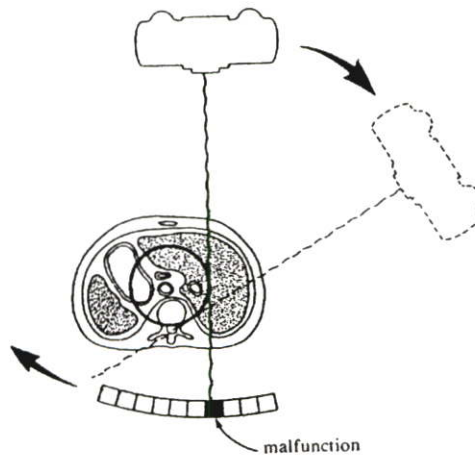
รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง

3) สแกนเนอร์รุ่นที่สาม (Third-Generation scanner)

จากการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ในรุ่นที่สอง ยังพบข้อจำกัดเกี่ยวกับการใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ใช้เวลานานถึง 12-20 วินาที หรืออาจนานกว่านี้ เพราะกลไกในการเคลื่อนไหวแบบเคลื่อนหมุนไม่คล่องตัวเท่าที่ควร เพื่อลดปัญหาการทำงานนี้เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่สามจึงเกิดขึ้น ลักษณะที่สำคัญของรุ่นนี้ ประกอบด้วย หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว รังสีเอ็กซ์แบบพัดมีมุมบานออก 30 องศา ถึง 90 องศา และใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์หลายอันติดเรียงกันบนส่วนโค้งของวงกลม จำนวน 250-511 อัน การทำงานของหลอดรังสีเอ็กซ์และหัววัดนี้จะหมุนรอบผู้ป่วยด้วยรูป 2.6 รุ่นนี้จึงเป็นแบบหมุนตัด (rotate-only type) ซึ่งเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลจะลดลงเหลือเพียง 3-5 วินาที



รูปที่ 2.6 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สาม

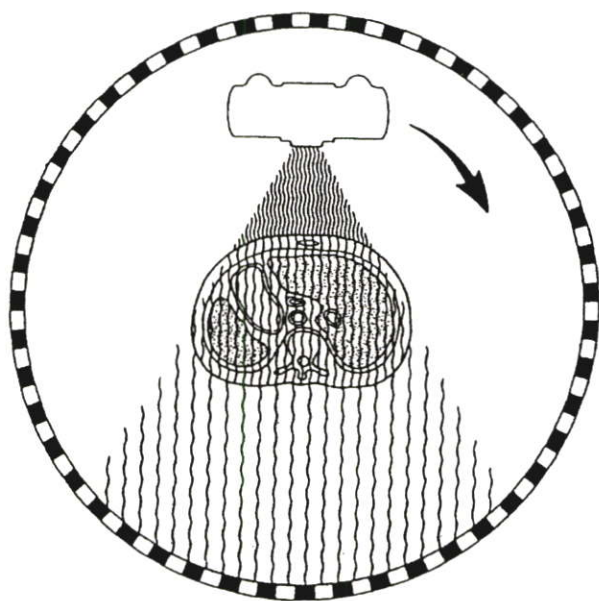


รูปที่ 2.7 ตัวอย่างการเกิดอาทิเฟลท่วงแหวนในสแกนเนอร์รุ่นที่สาม เมื่อหัววัดตัวหนึ่งชำรุด

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่สามนี้จะมีข้อเสีย คือ จะเกิดอาทิแฟกต์วงแหวน (ring artifact) ได้ถ้าหัววัดตัวใดตัวหนึ่งเกิดชำรุด ดังรูปที่ 2.7 เพื่อแก้ปัญหานี้พบว่าในทางปฏิบัติไม่สะดวกที่จะเปลี่ยนหัววัดอันที่ชำรุด การเปลี่ยนจำเป็นต้องเปลี่ยนทั้งแถวซึ่งนับว่าสิ้นเปลืองมาก ปัจจุบันทางผู้ผลิตเลือกที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวด้วยการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์กำจัดอาทิแฟกต์วงแหวนนี้

4) สแกนเนอร์รุ่นที่สี่ (Fourth-Generation scanner)

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ออกแบบขึ้นมาเพื่อลดเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์ลงไปอีก โดยการออกแบบให้หัววัดรังสีเอ็กซ์ทั้งหมดครึ่งแน่นเป็นวงกลม หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว และลำรังสีเอ็กซ์ใช้แบบเดียวกับรุ่นที่สาม การทำงานเป็นแบบหมุนตัด ซึ่งหลอดรังสีเอ็กซ์เท่านั้นที่หมุนรอบผู้ป่วยในระนาบที่ต้องการดู เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์จะลดลงเหลือเพียง 1-3 วินาที เวลาที่ลดลงมากขนาดนี้ทำให้เห็นภาพอวัยวะที่เคลื่อนไหวได้ชัดเจนขึ้น เช่น เห็นการบีบรัดของลำไส้ได้ดีขึ้น ในสแกนเนอร์รุ่นที่สี่นี้จะใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์มากกว่ารุ่นที่สาม เช่น 600 720 หรือ 1088 อัน ในรุ่นนี้จะไม่เกิดอาทิแฟกต์วงแหวน ดังรูปที่ 2.8



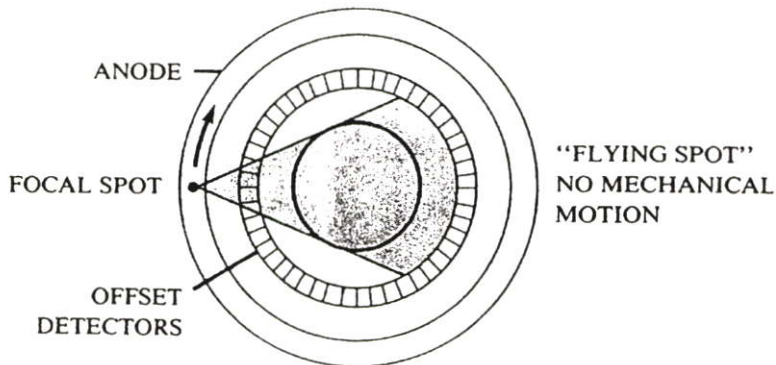
รูปที่ 2.8 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่

5) สแกนเนอร์รุ่นที่ห้า (Fifth-Generation scanner)

แม้ว่าเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์ของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่จะลดลงเหลือเพียง 1-3 วินาที แต่เวลาที่นานขนาดนี้ยังคงเป็นอุปสรรคต่อการตัดภาพของหัวใจและปอดที่มีการเคลื่อนไหวตลอดเวลา ภาพของหัวใจและปอดที่ตัดออกมาหรือสร้างขึ้นโดยเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นหนึ่งถึงสี่

ยังมีความไม่คมชัด เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้าจึงได้รับการพัฒนาขึ้น คณะผู้ทำการวิจัยจากประเทศญี่ปุ่นนำโดยอิ누มา (Inuma) ได้เสนอแนวทางที่เป็นไปได้ในการที่จะลดเวลาในการเก็บข้อมูลให้เหลือเพียง 0.01 วินาที ปรากฏว่าใน ค.ศ. 1982 บอยด์ (Boyd) ได้เผยแพร่ผลงานเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้า ซึ่งสร้างขึ้นในมหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย ประเทศสหรัฐอเมริกา และเรียกเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้านี้ว่า UCSF/CVCT scanner (UCSF คือ University of California, San Francisco และ CVCT คือ Cardiovascular Computed Tomography) ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์เพียง 0.033-0.55 วินาทีเท่านั้น

ลักษณะสำคัญของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้านี้จะคล้ายกับรุ่นที่สี่ กล่าวคือ หัววัดรังสีตั้งแน่นเป็นวงกลมจำนวนมาก หลอดรังสีเอ็กซ์ออกแบบเป็นพิเศษมีขนาดใหญ่กว่าทุกๆ ไป และลำรังสีเอ็กซ์เป็นแบบพัด การทำงานจะไม่มีส่วนใดเคลื่อนที่เหมือนรุ่นที่หนึ่งถึงสี่ แต่ลำรังสีเอ็กซ์สามารถหมุนตัดผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็ว ทั้งนี้เพราะได้ออกแบบหลอดรังสีเอ็กซ์ให้มีแอโนดรูปเข็มขัดล้อมผู้ป่วยไว้ แล้วใช้อิเล็กทรอนิกส์ยิงเข้าใส่แอโนดให้รังสีเอ็กซ์ออกมาแล้วบิดลำอิเล็กตรอนไปเพื่อให้จุดโฟกัสเคลื่อนที่เหมือนการเคลื่อนที่ของหลอดรังสีเอ็กซ์ในรุ่นที่สามและสี่ ดังรูปที่ 2.9 จุดโฟกัสนี้เรียกเฉพาะว่า จุดบิน (flying spot)



รูปที่ 2.9 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่ห้า

2.2.2 ภาพตัดขวางจากอัลตราซาวนด์ [4]

อัลตราซาวนด์ คือ คลื่นเสียงที่มีความถี่เกิน 20,000 เฮิร์ตซ์ หรือเกิน 20,000 รอบต่อวินาที เป็นความถี่ที่สูงเกินกว่าที่มนุษย์จะได้ยิน คลื่นเสียงเป็นพลังงานกลที่เดินทางไปและกลับได้ตามทิศทาง การเคลื่อนที่ของคลื่น โดยต้องอาศัยเดินทางผ่านตัวกลางที่มีความยืดหยุ่น ความเร็วของคลื่นเสียงที่เดินทางผ่านตัวกลางจะเร็วมากหรือน้อยสุดแต่ความหนาแน่นและความยืดหยุ่นที่อุณหภูมิต่ำและความดันนั้นๆ ของตัวกลาง อาทิเช่น ความเร็วของคลื่นเสียงในอากาศ 333 เมตรต่อวินาที ในน้ำ 1,495 เมตรต่อวินาที และในกระดูก 5,080 เมตรต่อวินาที

ในปี พ.ศ. 2423 กูรีค้นพบหลักการใช้ผลึกแร่ในการบังคับให้กระแสไฟฟ้าเดินไปทางเดียว (piezoelectricity) โดยอธิบายว่า ถ้านำกระแสไฟฟ้าสลับมาผ่านผิวกวอร์ตซ์ (quartz) จะทำให้ผลึกกวอร์ตซ์สั้นสะเทือนจากการอัดและขยายของผลึกเมื่อกระแสไฟสลับเปลี่ยนขั้ว และถ้าการเปลี่ยนขั้วมีความถี่สูง กวอร์ตซ์ก็จะสั่นเร็วมาก และสามารถส่งความสะเทือนผ่านตัวกลาง เช่น น้ำหรือเนื้อเยื่อต่างๆต่อไปได้ อันนับว่าเป็นหลักการสร้างคลื่นเสียงความถี่สูงในหัวตรวจ (transducer) ของเครื่องอัลตราซาวนด์สมัยใหม่นี้เอง กูรียังอธิบายด้วยว่า ถ้าทำให้ผลึกกวอร์ตซ์อันเดิมนั้นเองสั้นสะเทือนถี่ ๆ โดยใช้พลังงานจากคลื่นเสียงที่ผ่านตัวกลางมากระทบผลึกกวอร์ตซ์แล้ว ผลึกกวอร์ตซ์นั้นจะสามารถสร้างกระแสไฟฟ้าสลับออกมาจากขั้วของมันได้

ปัจจุบันนี้เครื่องอัลตราซาวนด์ ใช้หลักการนี้ คือ ใช้ผลึกกวอร์ตซ์หรือซีรามิกคริสตัล (Ceramic crystal) เช่น แบเรียมไททานเตต (barium titanate) หรือเลดเซอร์โคเนต (lead zirconate) ทำหัวตรวจที่มีความถี่ต่างๆกันตามลักษณะของอวัยวะที่จะตรวจ ตั้งแต่ 1-10 เมกะเฮิรตซ์

เมื่อเอากระแสไฟฟ้าสลับป้อนเข้าหัวตรวจแล้วเอาหัวตรวจไปแตะกับอวัยวะที่จะตรวจโดยผ่านตัวกลางที่เหมาะสม หัวตรวจจะสร้างคลื่นเสียงความถี่สูงและปล่อยให้เดินทางผ่านตัวกลางเข้าไปในอวัยวะที่จะตรวจนั้น เมื่อคลื่นเสียงกระทบกับอวัยวะภายใน เช่น รก หรือทารกในมดลูก ก็จะสะท้อนกลับออกมาภายนอกร่างกายผ่านตัวกลาง เช่น น้ำมันที่ทาหน้าท้อง แล้วผ่านเข้าสู่หัวตรวจอีกครั้งหนึ่ง หัวตรวจเมื่อได้รับคลื่นเสียงก็จะสั้นสะเทือนและสร้างกระแสไฟฟ้าสลับออกมา เครื่องอัลตราซาวนด์ธรรมดา ก็จะเอากระแสไฟฟ้าสลับนี้มาสร้างเป็นเส้นกราฟให้แพทย์อ่านและแปลผล เป็นขนาดหัวเด็กได้ ต่อมานักวิทยาศาสตร์สามารถเอากระแสไฟฟ้าสลับนี้มาป้อนเข้าคอมพิวเตอร์ให้คำนวณและสร้างภาพมดลูก ภาพรกและภาพทารก ตลอดจนการเคลื่อนไหวของทารกขึ้นบนจอโทรทัศน์ ให้แพทย์แปลผลว่ามีความผิดปกติหรือพิการหรือไม่ ในบางรายก็จะบอกเพศทารกได้ด้วย ระบบการนำข้อมูลในรูปของกระแสไฟฟ้ามาสร้างภาพขึ้นในจอโทรทัศน์ก็จะใช้ระบบเดียวกับเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์นั่นเอง ปัจจุบันเรียกว่า อัลตราโซโนกราฟี หรือการตรวจโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูงนี้ว่า อัลตราซาวนด์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Ultrasound computed tomography หรือ U.C.T) ดังแสดงในรูปที่ 2.10

เครื่องอัลตราซาวนด์โทโมกราฟี ในปัจจุบันได้ก้าวหน้าไปอีกเป็นอันมาก เครื่องบางแบบได้นำเอาระบบโซนาร์ (Sonar) ของทหารเรือแบบที่ใช้ค้นหาตำแหน่งที่เรือใต้น้ำมาใช้ เครื่องแบบนี้ใช้หัวตรวจขนาดใหญ่ 8 หัว มาจมนลไว้ในถังน้ำขนาดใหญ่ ทำงานโดยใช้คอมพิวเตอร์สั่งงานโดยตลอด ปล่อยคลื่นเสียงผ่านน้ำในถังขึ้นมาที่แผ่นพลาสติกบางๆที่คลุมปากถัง คนใช้นอนคว่ำเอาหน้าท้องที่ต้องการตรวจสัมผัสกับแผ่นพลาสติกโดยใช้น้ำมันพืชใสหรือยลลิทาแผ่นพลาสติกก่อน คลื่นเสียงจะเดินทางจากหัวตรวจผ่านน้ำ ผ่านแผ่นพลาสติกบาง ผ่านน้ำมันหรือวุ้นและหน้าท้องเข้าสู่มดลูก แล้วสะท้อนกลับตามทางเดิมกลับเข้าหัวตรวจทั้ง 8 หัว ได้สัญญาณป้อนเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปสร้างภาพเด็กขึ้นบนจอโทรทัศน์ เครื่องแบบนี้ใช้ตรวจอวัยวะได้หลายอย่าง เช่น มดลูก

ทารก ภูน้ำดี ตับ ไต และลิ้นหัวใจ ตลอดจนช่องน้ำเลี้ยงสมองในเด็กที่อายุต่ำกว่า 18 เดือนลงมา เครื่องแบบนี้ เรียกว่า เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (automated waterpath ultrasonograph) เพราะใช้ระบบโซนาร์และ ทำงาน โดยอัตโนมัติ



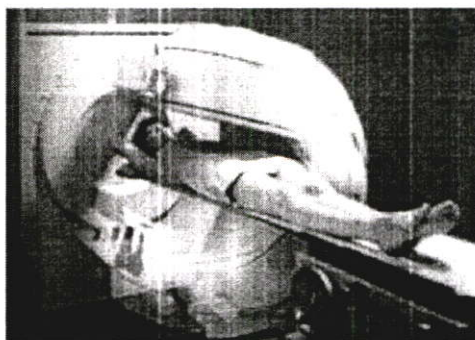
รูปที่ 2.10 เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นความถี่สูง

2.2.3 ภาพตัดขวางจากโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟี (P.E.T) [4]

ใช้โพซิตรอนซึ่งมีลักษณะคล้ายอิเล็กตรอน แต่ใช้ประจุไฟฟ้าบวก เป็นต้นกำเนิดแทนรังสีเอ็กซ์ เครื่องนี้มีใช้อยู่เฉพาะในประเทศที่เจริญ ซึ่งการผลิตโพซิตรอนได้ด้วยเครื่องไซโคลตรอน (Cyclotron) นั้นแพงและยุ่งยากมาก แต่ผลที่ได้ก็คล้ายคลึงกันกับที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็ก

2.2.4 ภาพตัดขวางจากทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟี (S.P.E.C.T) [4]

เครื่องชนิดนี้ได้เปรียบเครื่องโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟีตรงที่ไม่ต้องมีไซโคลตรอน จึงทำได้ง่ายกว่า เครื่องนี้มีกล้องถ่ายภาพที่หมุนได้รอบตัวคนไข้ เราให้ไอโซโทปแก่คนไข้ แล้วใช้กล้องแกมมาหมุนรอบตัวคนไข้เพื่อวัดรังสีแกมมาที่ผ่านตัวออกมา แล้วนำข้อมูลที่ได้ไปคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ จะได้ภาพตัดขวางที่แสดงถึงรูปแบบสามมิติของการกระจายของสารไอโซโทปในอวัยวะที่จะตรวจ ซึ่งให้ประโยชน์มากกว่าการตรวจด้วยกล้องสองมิติ รูปที่ 2.11 แสดงถึงเครื่องทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟี



รูปที่ 2.11 เครื่องทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟี

2.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

รังสีเอ็กซ์หรือที่เรียกกันทั่วไปอย่างแพร่หลายว่า เอ็กซ์เรย์ เป็นพลังงานรูปหนึ่งเช่นเดียวกับแสงสว่าง แต่เป็นชนิดที่เราไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า รังสีเอ็กซ์นี้ไม่ได้เกิดเองตามธรรมชาติ มนุษย์ต้องสร้างขึ้นโดยใช้เครื่องมือชนิดหนึ่ง เรียกว่า เครื่องเอ็กซ์เรย์

เมื่อเราป่วยไข้ เราได้ยินเสมอๆว่าแพทย์สั่งให้เราไปเอ็กซ์เรย์ เพื่อหาสาเหตุว่าเราป่วยเป็นอะไร เมื่อเราไปเอ็กซ์เรย์ เจ้าหน้าที่ซึ่งเรียกว่า พนักงานรังสีวิทยา ก็จะพาเราเข้าห้องเอ็กซ์เรย์ ฉายรังสีเอ็กซ์ทะลุตัวเราไปถูกฟิล์มเอ็กซ์เรย์ ซึ่งเหมือนกับถ่ายรูปแต่แผ่นใหญ่กว่า แม้รังสีเอ็กซ์จะผ่านทะลุตัวเราแต่เราก็จะรู้สึกอะไรเลย ต่อมาเจ้าหน้าที่ก็นำฟิล์มไปล้างตามกรรมวิธีในห้องมืด ไม่ช้าก็ได้รูปตัวเราออกมา มองเห็นเนื้อหนังกระดูก ตับ ไต ไข้พุงต่างๆปรากฏอยู่บนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ แพทย์รังสีซึ่งเป็นผู้เชี่ยวชาญในการใช้รังสีเอ็กซ์ทางแพทย์ จะเป็นผู้อ่านฟิล์มเหล่านั้น เพื่อทำรายงานการวินิจฉัยว่า เรามีโรคหรือสิ่งผิดปกติใดๆอยู่ในร่างกายหรือไม่ เมื่อแพทย์ผู้รักษาได้อ่านรายงานของแพทย์รังสีแล้ว ก็จะรักษาโรคของเราได้ถูกต้อง ด้วยเหตุนี้ จึงนับได้ว่ารังสีวิทยามีประโยชน์มากมาย และเป็นอย่างยิ่งในการแพทย์แผนปัจจุบัน

2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์

มีการค้นพบรังสีเอ็กซ์ เมื่อวันที่ 8 พฤศจิกายน พ.ศ. 2438 โดยศาสตราจารย์วิลเฮล์ม คอนราด เรินต์เกน(Wilhelm Konrad Roenigen, ค.ศ. 1845-1923 ชาวเยอรมัน) อาจารย์สอนวิชาฟิสิกส์ แห่งมหาวิทยาลัย วูร์ซบูร์ก (Wurzburg) ประเทศเยอรมนี ในเวลาใกล้ ๆ กัน เบกเคอเรล (Antonic Becquerel, ค.ศ. 1852-1908 ชาวฝรั่งเศส) ค้นพบว่า แร่ยูเรเนียมมีกัมมันตภาพรังสีและมาดามคูรี (Madame Marie Curie, ค.ศ. 1867-1934 ชาวฝรั่งเศส) ค้นพบแร่กัมมันตรังสี เรเดียม

รังสีที่เรินต์เกนค้นพบนี้เขาเรียกว่า รังสีเอ็กซ์ หรือ เอ็กซ์เรย์ (X-ray) หมายความว่า เป็นรังสีใหม่ที่ยังไม่มีใครรู้จัก ในภายหลังจึงมีผู้เรียกรังสีเอ็กซ์นี้ว่า รังสีเรินต์เกน เพื่อเป็นเกียรติแก่ผู้ค้นพบ รังสีเรินต์เกนมีคุณสมบัติทางกายภาพหลายอย่างที่ทำให้มีลักษณะที่ทั้งเหมือนและแตกต่างจากรังสีอื่นๆ เรินต์เกนพบว่า รังสีเอ็กซ์สามารถฉายทะลุวัตถุทึบแสง เช่น ร่างกายมนุษย์ได้ เขาจึงลองเอารังสีเอ็กซ์มาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ โดยใช้รังสีเอ็กซ์ผ่านมือคน เนื้อ เอ็น และกระดูกในมือคน กัน รังสีเอาไว้นางส่วนปล่อยให้ผ่านไปบางส่วน ส่วนเนื้อและเอ็นกันรังสีได้น้อยมากก็มีรังสีออกมา มาก กระดูกกันรังสีได้มากก็มีรังสีผ่านออกมาน้อย รังสีทั้งหมดที่ผ่านมือออกมาจะมีความเข้มต่อพื้นที่ไม่เท่ากัน ทำให้เกิดเป็นรูปแบบ (pattern) ของความเข้มของรังสีในรูปมือขึ้น เมื่อเอารังสีที่มีรูปแบบแล้วนี้ไปกระทบกับวัสดุที่ไวต่อแสง เช่น ฟิล์มถ่ายรูปหรือกระดาษอัดรูป (photographic material) แล้วนำไปล้างด้วยน้ำยาล้างรูป ก็จะเกิดภาพของมือที่มีกระดูกซ่อนอยู่ในเนื้อ แพทย์จึงสามารถบอกได้ว่ากระดูกข้างในมือนั้นหักหรือไม่ โดยไม่จำเป็นต้องผ่าเอาเนื้อที่หุ้มกระดูกออกมาดู ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ฟิสิกส์เอ็กซ์เรย์มือแบบที่เรินต์เกนค้นพบโดยบังเอิญ

2.3.2 การเกิดรังสีเอ็กซ์

รังสีเอ็กซ์มิได้เกิดขึ้นโดยธรรมชาติ แต่เป็นรังสีที่มนุษย์สร้างขึ้น โดยใช้ปรากฏการณ์อันหนึ่งที่ภาษาเยอรมันเรียกว่า เบรมมส์ตราห์ลุง (bremsstrahlung) ซึ่งแปลว่า สกัดกันหรือทำให้ช้าลงหรือทำให้หยุด (braking radiation) เพราะรังสีเอ็กซ์ส่วนใหญ่ เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอน ซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวลและมีน้ำหนัก (อิเล็กตรอน 1 ตัวมีมวล 9.11×10^{-28} กรัม) วิ่งไปกระทบกับโลหะทั้งสเดน และถูกทั้งสเดนสกัดกันไว้ จนวิ่งช้าลงหรือจนหยุด ทำให้อิเล็กตรอนคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) ของมันออกมา ตามกฎที่ว่าพลังงานย่อมไม่สูญหาย กล่าวคือ เมื่ออิเล็กตรอนกำลังวิ่ง มีพลังงาน 2 รูป คือ พลังงานศักย์ (potential energy) และพลังงานจลน์พอถูกทั้งสเดนหน่วงเหนี่ยวให้หยุดจะเหลือแต่พลังงานศักย์ ส่วนพลังงานจลน์ไม่สูญหาย แต่เปลี่ยนรูปไปเป็น พลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ ส่วนใหญ่ (มากกว่า 99%) เป็นความร้อน และ ส่วนน้อย (น้อยกว่า 1%) เป็นพลังงานในรูปแบบของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า รังสีเอ็กซ์ รังสีเอ็กซ์ที่เกิดขึ้นนี้เป็นส่วนผสมของรังสีเอ็กซ์ที่มีความยาวคลื่นต่างๆกัน ตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้หยุด และความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ ไปจนถึงความยาวคลื่นที่ยาวมากๆ ซึ่งเป็นรังสีเอ็กซ์ที่มีพลังงานต่ำ และยังมีพลังงานจลน์เหลืออยู่ ส่วนผสมของรังสีเอ็กซ์นี้เรียกว่า เอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) รังสีเอ็กซ์ที่มีคลื่นสั้นมีพลังงานสูง จึงมีอำนาจทะลุทะลวงสูงกว่ารังสีเอ็กซ์ที่มีความยาวคลื่นยาว

รังสีเอ็กซ์ยังเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่ง คือ เมื่ออิเล็กตรอนหลายวงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอมกระโดดจากวงหนึ่งที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะคายพลังงาน

ออกมาในรูปของรังสีเอ็กซ์ ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ แล้วแต่ลักษณะอะตอมของธาตุหนึ่ง ๆ รังสีเอ็กซ์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้ จึงเรียกว่า รังสีลักษณะเฉพาะ (characteristic radiation)

ในการเกิดรังสีเอ็กซ์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอน หรือการแยกอิเล็กตรอนออกจากอะตอมของโลหะ

อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้น หรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทําเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้า เข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000°C หรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิโอนิกอิมิชัน (Thermionic Emission) คือ อิเล็กตรอนหลุดออกจาก เซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็กตรอนที่หลุดออกมานี้ จะมาออกันอยู่รอบๆ ผิวหน้าของโลหะ จนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้น ไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่าแรงดึงดูดระหว่าง อิเล็กตรอนและอะตอม ของโลหะยังมีอยู่

2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุด และเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง

วิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดจากอะตอมไปได้ คือ ต้องหาสิ่งที่มีพลังงาน หรือแรงดึงดูด มากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับ อะตอมของโลหะ มาดึงดูดอิเล็กตรอนสิ่งนั้นก็ คือ ไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนี้ นอกจากจะทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของโลหะแล้ว ยังทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่หรือวิ่ง ด้วยความเร็วสูง กล่าวอีกอย่างหนึ่งคือ ต้องทำให้ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกัน ความต่างศักย์นี้ ถ้ายังมีค่ามากขึ้นเท่าใด ก็ยิ่งทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของไส้หลอด ได้มาก และวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้น ความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์ จะทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็วประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไป ต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง

จึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่ง ด้วยความเร็วสูง ดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์ จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศ หรือก๊าซอยู่ภายในหลอด แม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลง เนื่องจากเกิดไอออนไนเซชัน (Ionization)

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มข้น (Concentration of electron)

จะต้องมีวิธีการที่จะให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน คือ พุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้มข้น) ที่มากพอสมควร ซึ่งทำให้ได้โดยการ ใช้ เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุม ให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การทำให้อิเล็กตรอนหยุดวิ่งในทันทีทันใด

การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใด ทำได้โดยหาวัตถุมักัน หรือขวางอิเล็กตรอนวัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชน หรือ กระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรง อิเล็กตรอนดังกล่าว จะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจร ของอะตอมของเป้านั้น ให้อิเล็กตรอนกระเด็นออกนอกวงโคจร และจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไป วิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจาก พลังงาน ของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจร จะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมี

การคายพลังงานส่วนเกินออกมา ในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า) กล่าวคือ จากพลังงาน ของอิเล็กตรอนทั้งหมด ที่วิ่งไปสู่เป้าหมาย 99.8% จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2 % เป็นเอ็กซ์เรย์

2.3.3 ลักษณะและคุณสมบัติของรังสีเอกซ์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า มีช่วงคลื่นสั้นมาก คืออยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 Å หรือ อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมา กับ รังสีอัลตราไวโอเลต
2. มีคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดา เช่น เดินทางเป็นเส้นตรง ถ้าเดินทางในสุญญากาศแล้ว เดินทางด้วยความเร็วเท่ากับแสงคือ 186,000 ไมล์ต่อวินาที หรือ 3×10^{10} เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้ว ยังมีการสะท้อนกลับ หักเห และ เบี่ยงเบนได้ เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า
5. มีอำนาจในการทะลุทะลวง (Penetration) สูง สามารถฉายให้ผ่านทะลุวัตถุทึบแสง เช่น เนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้ แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้
6. เป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ไม่มีอนุภาค จึงไม่มีมวลและไม่มีน้ำหนัก
7. เมื่อผ่านเข้าไปในวัตถุหรือสสาร รังสีจะถูกดูดกลืนไปโดยสสารนั้นๆ มากหรือน้อยแล้วแต่ความหนาแน่นของสสารนั้น ถ้าสสารมีความหนาแน่นมาก เช่น กระจก ก็จะดูดกลืนรังสีเอกซ์ไว้มาก ทำให้รังสีผ่านไปได้น้อย ถ้าสสารมีความหนาแน่นน้อย เช่น อากาศ ก็ดูดกลืนรังสีไว้ได้น้อย ทำให้รังสีผ่านไปได้มาก
8. เมื่อผ่านไปในอากาศหรือก๊าซ จะทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า ถ้าวัดประจุไฟฟ้านี้แล้วนำไปคำนวณหาจำนวนของรังสีเอกซ์ที่ผ่านไปในอากาศหรือก๊าซนั้นได้ จึงเป็นการวัดจำนวนรังสีทางอ้อม
9. ทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อฟิล์มถ่ายรูป หรือกระดาษอัดรูปได้ เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
10. ทำให้เกิดการเรืองแสง เมื่อฉายกระทบวัตถุบางอย่าง เช่น แบเรียมแพลตินิกไซยาไนด์ (barium platinocyanide) แคลเซียมทังสเตต (calcium tungstate) หรือ ซิงค์ซัลไฟด์ (zinc sulphide) เพราะพลังงานจากรังสีเอกซ์จะเปลี่ยนรูปไปเป็นแสงสว่างธรรมดาที่มองเห็นได้ด้วยตาเปล่า
11. เมื่อฉายผ่านทะลุวัตถุบางอย่าง นอกจากรังสีเอกซ์จะถูกดูดกลืนแล้ว ยังทำให้เกิดรังสีเอกซ์ชนิดใหม่ที่มีพลังงานน้อยกว่าเดิม และมีทิศทางผิดจากทิศทางเดิมด้วย เรียกว่า เกิดสแคตเทอริงเอฟเฟกต์ (Scattering effects)
12. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยา มนุษย์จึงสามารถเอาผลการเปลี่ยนแปลงนี้มาประยุกต์ใช้ในวิชารังสีรักษา (Radiotherapy) ได้ เช่น การรักษาโรคมะเร็งโดยการฉายรังสีเอกซ์

เป็นต้น และสามารถทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลง หรือ เกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมากและนานพอ

2.3.4 หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์

หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์ มี 2 อย่าง คือ วัดคุณภาพ และ วัดปริมาณ

2.3.4.1 การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆ มี 3 วิธี คือ

- 1) โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก
- 2) โดยการวัดพลังงานของรังสี เป็นอิเล็กตรอนโวลต์ (electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุ

ทะลุทะลวงมาก

$$1 \text{ อิเล็กตรอนโวลต์} = 1.60 \times 10^{-12} \text{ เอร์ก (erg)}$$

$$1 \text{ วัตต์ (watt)} = 10^7 \text{ เอร์กต่อวินาที (erg/second)}$$

$$1 \text{ แรงม้า (horse power)} = 746 \text{ วัตต์}$$

$$= 7.46 \times 10^9 \text{ เอร์กต่อวินาที}$$

$$= 4.66 \times 10^{21} \text{ อิเล็กตรอนโวลต์ต่อวินาที (electron volt/second)}$$

3) โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (half value layer ; H.V.L) เป็นความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะ เช่น ทองแดง หรือ อะลูมิเนียม ที่สามารถกรองรังสีเอ็กซ์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

2.3.4.2 การวัดปริมาณ สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ คือ

1. ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)
2. ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation)

หน่วยวัดต่างๆ ได้แก่

- คูรี (Curie, Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาดามแมรี คูรี และสามี ปีแอร์ คูรี ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรีต่อลิตรของอากาศ (1 Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอันตรายเสี่ยง ต่อการเป็น โรคมะเร็งพอกๆ กับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง (1 pack)

- เรินต์เกน ในปี พ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทยนานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์ม ประเทศสวีเดน ให้วัดปริมาณรังสีเอ็กซ์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี พ.ศ. 2480 ในการประชุมแบบเดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกา ได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย

เพราะรังสีแกมมาและรังสีเอ็กซ์เหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกัน คือ รังสีเอ็กซ์มนุษย์ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติ รังสี 1 เรินต์เกน ฉายผ่านอากาศแห้ง จำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความกดดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิเล็กตรอนซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกน จะเท่ากับ 83 เอิร์กต่อกรัมของอากาศ หรือ 93 เอิร์กต่อกรัมของเนื้อ

- **เรป** (roentgen equivalent physics ; R.E.P) คือ จำนวนรังสีใดๆที่ให้พลังงาน 93 เอิร์กต่อ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตรของเนื้อ

- **เรม** (roentgen equivalent man ; R.E.M.) คือ จำนวนรังสีใดๆที่ให้ผลทางชีววิทยาต่อเนื้อคน เท่ากับผลที่เกิดจากรังสีเอ็กซ์ 1 เรินต์เกน

- **แรด** (roentgen absorbed dose ;R.A.D) ในปี พ.ศ. 2496 ในการประชุมรังสีวิทยานานาชาติ ครั้งที่ 7 ที่นครโคเปนโฮเกน มีมติให้ใช้แรดเป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูด โดยสิ่งมีชีวิต ในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง

- **เกรย์** (Gray ; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย มีค่าเท่ากับ 2 Jkg^{-1}

$$100 \text{ rad} = 1.0 \text{ Gy}$$

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy}$$

$$1 \text{ mrad} = 0.01 \text{ mGy}$$

$$10 \text{ mrad} = 0.1 \text{ mGy}$$

$$100 \text{ mrad} = 1.0 \text{ mGy}$$

- **ซีเวิร์ท** (Sievert; SV) เป็นหน่วยในระบบเอสไอของจำนวนรังสีที่มากที่สุดที่มนุษย์สามารถได้รับด้วยความปลอดภัยเป็นจำนวนที่เรียกว่า relative biological effective (RBE) ซึ่ง $1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ SV}$ และ $1 \text{ SV} = 100 \text{ rem}$

2.3.5 ผลและอันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกาย

อันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคม หลังจากที่มีการประกาศการค้นพบรังสีเอ็กซ์ 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับรังสีเอ็กซ์ ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน ดังตารางที่ 2.1 [5]

เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมีได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆตายโดยทันที ไปจนถึงเวลาล่าช้าไปมากหลายชั่วอายุก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านกรรมพันธุ์ โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายรวดเร็วและถึงตายได้ โดยทำให้การเคลื่อนไหวของโปรโตพลาสซึมของเซลล์ (Cytoplasm) หดไป และโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัว เมื่อรังสีมีความ

เข้มน้อยจะทำให้การแบ่งนิวเคลียสของเซลล์อย่างอ้อม(mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไป นอกจากอันตรายนต่อโครโมโซม(chromosome) ที่เห็นได้ ยังมีอันตรายนในทางกรรมพันธุ์อันจะนำไปสู่การผ่าเหล่าหรือการก่อมะเร็ง(carcinogenesis)ได้

ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน(Resistant)ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี

ความต้านทานมากที่สุด	คอลลาเจน(Collagen) กระดูก (Bone) กล้ามเนื้อ (Muscle) ระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system) หนังกำพร้า (Epidermis of skin) รูขุมขน (Hair follicle of skin)
ความต้านทานปานกลาง	เยื่อบุผิวของลำไส้ใหญ่(Epithelium of colon) เยื่อบุผิวของกระเพาะอาหาร(Epithelium of stomach) เยื่อบุผิวของลำไส้เล็ก(Epithelium of small intestine) เนื้อเยื่อที่มีส่วนในการสร้างเม็ดเลือด(Hemopoietic tissues) เซลล์กำเนิดเม็ดเลือดแดง(Erythroblasts) เซลล์น้ำเหลือง(Lymphocytes)
ความต้านทานน้อยที่สุด	เซลล์เพศชายที่จะกลายเป็นตัวอสุจิ (Spermatogonia)

2.3.5.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย

ผลที่สำคัญของรังสีต่อร่างกายที่เกิดขึ้นโดยทันทีคือ ทำให้เซลล์ของอวัยวะที่สำคัญตายไปอย่างไรก็ดีการตอบสนองของอวัยวะต่าง ๆ นั้นอาจคาดการณ์ไม่ได้และมีกลไกซับซ้อน ทั้งนี้เนื่องจากการสร้างเซลล์ขึ้นมาใหม่ ปัจจัยทางด้านฮอร์โมนและภูมิคุ้มกัน รวมทั้งกลไกการซ่อมแซมของเซลล์ เนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบในระยะแรกๆ นั้นเป็นเนื้อเยื่อที่มีการสร้างทดแทนใหม่อยู่เรื่อยๆ เช่น เยื่อบุทางเดินอาหารและระบบการสร้างเลือด เมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกทำลายจะทำให้ตายได้ภายในเวลาเป็นวันหรือเป็นสัปดาห์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ

1. ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก [6]

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเต็มเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์(stem cell) ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วัน หลังจากรับรังสีสเต็มเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงใน

อัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี เช่น ลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับ แต่เม็ดเลือดต่างๆในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเต็มเซลล์จะยังคงระดับปกติ ซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีมากที่สุดจำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่ เม็ดเลือดขาว และ เกล็ดเลือด จะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วัน หลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเต็มเซลล์ในไขกระดูกไม่สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัย ต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วัน การลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกใต้ผิวหนังอาจมีผมร่วงถ้าได้รับรังสี ≥ 3 Sv ถ้าปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างดีตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูก มิฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือน อันมีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับกระเพาะอาหารและลำไส้ (gastrointestinal syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีขนาด 6-10 Sv ซึ่งมากพอที่จะทำลายเซลล์เยื่อบุทางเดินอาหาร โดยเฉพาะอย่างยิ่งลำไส้เล็ก ซึ่งไวต่อรังสีมากกว่าส่วนอื่น ซึ่งจะเริ่มต้นในเวลา 3-7 วันหลังจากรับรังสีในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนและท้องร่วงอย่างแรง รังสีขนาด 5-6 Sv อย่างไรก็ตามผลจากการทำลายในระดับนี้ ยังไม่ส่งผลร้ายแรงมากนัก แต่ถ้าปริมาณรังสีที่มีขนาดมากกว่า 6 Sv จะก่อให้เกิดการสูญเสียน้ำและเกลือแร่ และเป็นช่องทางให้เชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยจะเสียชีวิตเนื่องจากสภาวะการสูญเสียน้ำจากร่างกายอย่างมาก (dehydration) และ electrolyte imbalance ภายในเวลา 2 สัปดาห์

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากกว่า 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อยผู้บาดเจ็บมีอาการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาที หลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนอย่างรุนแรงและมีอาการอื่น ๆ ที่เข้าข่ายอาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาท (neurological syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทาง สถานที่ เวลา หรือบุคคล (disorientation), สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (loss of coordination and muscular movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (convulsion seizure), หมดสติ (coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ทั้งนี้เนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุดแต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

2. ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

เมื่อได้รับรังสีจำนวนน้อย ผลที่เกิดขึ้นไม่รุนแรงมาก และอาจต้องใช้เวลาานาน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ ซึ่งจะกล่าวถึงเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะที่น่าสนใจ ได้แก่

- อาการหนังร่อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (Erythema) เมื่อผิวหนังได้รับรังสีครั้งหนึ่งนั้นจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงภายใน 2-3 ชั่วโมง แต่บางครั้งจะเริ่มภายใน 2-3 วัน คือ ผิวหนังจะมีลักษณะแดงแล้วจะค่อยๆหายไปภายในเวลา 2-3 วัน อย่างไรก็ตามในวันที่ 11 หลังจากได้รับรังสีนั้นผิวหนังจะมีลักษณะแดงขึ้นมาอีก และจะอยู่จนถึงประมาณวันที่ 28 แล้วค่อยๆเปลี่ยนเป็นผิวหนังสี

- ภาวะการเกิดต้อกระจก (Cataractogenesis) เนื่องจากรังสีทำให้เซลล์ตายจึงทำให้เกิดการขุ่นมัว ตามปกติภาวะนี้เกิดขึ้นได้แต่ช้ามากและขึ้นอยู่กับอายุของผู้ป่วย แต่เมื่อได้รับรังสีจะทำให้เซลล์ของเลนส์ตายมากขึ้นทำให้เกิดการขุ่นมัว ผู้ป่วยที่ได้รับรังสี 250-650 แรด จะมีระยะแฝงของการเกิดต้อกระจกถึง 8 ปี เมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้นเป็น 1000 แรดจะมีระยะแฝงสั้นลงเหลือประมาณ 4 ปี

3. ผลต่อการสืบพันธุ์

- การเป็นหมัน ผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์ คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตาย จึงทำให้เป็นหมัน ในเพศชายพบว่าเมื่ออั้นทะเลได้รับรังสีเฉพาะที่ขนาด 30 แรด ทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว (Functional sterility), ขนาด 250 แรดครั้งเดียว จะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี, ขนาด 400-600 แรด ครั้งเดียว จะทำให้เป็นหมันถาวรแต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึกทางเพศแต่อย่างไร เพราะฮอร์โมนเพศชายยังปกติ

- การผ่าเหล่าในมนุษย์ พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางกรรมพันธุ์ได้ และรังสีสามารถทำให้เกิดความผิดปกติทางกรรมพันธุ์ได้ 4 ประการ คือ ลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์ (Dominant), recessive, x-linked และ chromosomal

4. ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ มีดังนี้

- รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เรินต์เกน ที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้ง

- ขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์ คือ 500 เรินต์เกน ซึ่งได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกที่เกิดมาได้อย่างมาก

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 11-16 สัปดาห์จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตา กระจก หรืออวัยวะสืบพันธุ์ แต่จะพบบ่อยว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติ (microcephaly), ปัญญาอ่อน (mental retardation) และ การเจริญเติบโตช้าลง (stunted growth)

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 16-20 สัปดาห์ อาจทำให้เกิดความผิดปกติได้เล็กน้อย คือ มีสีระแวกผิดปกติ, ปัญญาอ่อนและ การเจริญเติบโตช้าลง อย่างชนิดที่เป็นน้อย

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับหลังสัปดาห์ที่ 20 ไปแล้ว มักไม่ทำให้เกิดผิดปกติในอวัยวะต่างๆที่เห็น ได้ชัดเจน แต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (skin erythema), , หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด (hematopoitic system)

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้ดังตารางที่ 2.2 [7]

ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น

ความแรงรังสีระดับ 10,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีทันทีและทำให้ถึงแก่ความตายใน 2-3 สัปดาห์
ความแรงรังสีระดับ 1,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสี เช่นคลื่นไส้อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิด เป็นมะเร็ง ใน ระยะ หลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมรับให้มีอยู่ ณ รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

2.3.5.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้น เนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้ การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมรับได้โดยถือว่าปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้ว โดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศ และระหว่างประเทศ เรียกว่า คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมรับได้ เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permissible dose) ขึ้นมาโดยมีความหมายในแง่ที่ว่าการทำงานกับรังสี ถ้าได้รับรังสีต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่าง ๆ ดังตาราง 2.3 [8] และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4 [7]

ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

อวัยวะ (organ)	MPD rem/ปี
- อวัยวะสืบพันธุ์, เลนส์ตา, ไชกระดูก	5
- มือ แขน ขา	75
- ผิวหนัง, ไทรอยด์	30
- อวัยวะอื่นๆ	15

ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

ระดับความแรงรังสี	ระดับรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงาน	ระดับรังสีสำหรับบุคคลทั่วไป
ความแรงรังสีรวม	20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	1 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
เลนส์ตา	150 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	15 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
ผิวหนัง	500 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
มือเท้า	500 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี

2.3.6 การป้องกันอันตรายจากรังสีเอ็กซ์ มีดังนี้

1. เวลา จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
2. ระยะห่าง ถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด
3. เครื่องป้องกัน ใช้วัตถุต่างๆที่สามารถดูดซับรังสีได้ มากั้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสี เช่น การใส่เสื้อตะกั่วกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี

4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสี เช่น ฟิล์มวัดรังสี (Film badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับ โดยไม่รู้ตัว

ฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้ จะคล้ายกัน โดยจะมีฟิล์มเล็กๆใส่เอาไว้ในที่เก็บ ซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้เขวน ด้านหน้าของbadgedจะประกอบด้วยตัวกรองแสง (filter) หลายชนิด รวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับ และการวัดว่าผู้ที่ใส่ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่ และได้รับเท่าไร จะทำโดยการนำ ฟิล์มไปทำการล้าง แล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์ม แล้วหาค่าจาก calibration curve ก็จะทราบว่า ได้รับรังสีปริมาณเท่าไร

5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วย จึงจะปลอดภัย

6. สำหรับผู้ที่มารับการตรวจทางรังสี ควรจะปฏิบัติดังนี้

- ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาระบาย อาจมีอุจจาระบังส่วนของไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทางและกลืนหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วย
- สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องทำการตรวจทางเอกซเรย์ของท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วัน หลังจากที่มีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก
- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอกซเรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็น ควรใช้อัลตราซาวด์ แทนการเอ็กซเรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ
- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติ ดังนี้
 - สวมเสื้อตะกั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่เข้าช่วย
 - ถ้าเป็นไปได้ให้อยู่ห่างจากแนวรังสีอย่างน้อย 2 เมตร กรณีนี้รวมถึงการถ่ายเอกซเรย์ตามห่อผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย
 - ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อยๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์
 - ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

2.3.7 ประโยชน์ของเอ็กซเรย์ทางการแพทย์ [4]

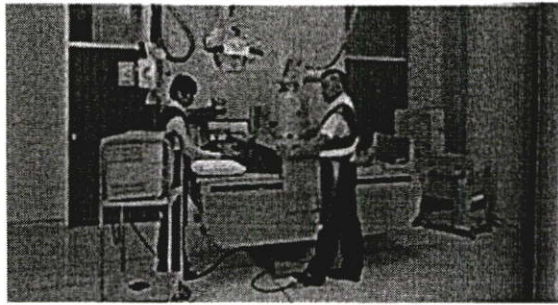
1) รังสีวินิจฉัย

รังสีเอ็กซ์ เมื่อฉายทะลุอวัยวะที่ต้องการตรวจแล้ว จะเกิดเป็นรูปแบบขึ้นบนฟิล์มเอ็กซเรย์ เมื่อนำฟิล์มเอ็กซเรย์ไปล้างตามกรรมวิธี จะได้ภาพทั้งภายนอกและภายในของอวัยวะ เช่น กระดูกที่ฝังอยู่ในเนื้อ หรือ แผลฉีกขาดที่ซ่อนอยู่ในเนื้อปอด ทำให้วินิจฉัยโรคได้โดยไม่ต้องผ่าอวัยวะนั้นเข้าไปดูภายใน ถ้าฉายรังสีที่มีรูปแบบแล้วนี้ไปถูกกระจกที่ฉาบด้วยแบเรียมฟลูออโรสโคป หรือ แคลเซียมทังสเตนในห้องมืด ก็จะเห็นภาพของอวัยวะภายในได้ทันที แต่ภาพนี้ไม่ค่อยจะชัดนัก เพราะแสงเรืองที่เกิดขึ้นนั้นอ่อนมาก จึงต้องดูในห้องมืด และรังสีแพทย์ผู้ตรวจต้องปิดตาหรืออยู่ในห้องมืดเสียก่อนราว 20 นาที จนตาคุ้นกับความมืด จึงจะดูเห็น การตรวจด้วยวิธีนี้เรียกว่า ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy) ซึ่งในปัจจุบันนี้ มีผู้นำภาพจากแสงเรืองๆในห้องมืดนี้มาฉายผ่านเครื่องปรับความเข้มของแสงที่เรียกว่า อิมเมจอินเทนซิไฟเออร์ (image intensifier) แล้วนำสัญญาณภาพไปฉายออกทางจอโทรทัศน์ ทำให้รังสีแพทย์ทำการตรวจอวัยวะภายในโดยการทำฟลูออโรสโคปีในห้องที่มีแสงสว่างธรรมดาได้ และชัดเจนกว่าการทำในห้องมืด การตรวจด้วยวิธีนี้ แพทย์รังสีจะเห็นการ

เคลื่อนไหวของอวัยวะภายในได้สะดวก ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดเจน คือ การตรวจกระเพาะอาหาร ลำไส้ และถุงน้ำดี รูปที่ 2.13 แสดงถึงเครื่องทำฟลูออโรสโคปีชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด

อวัยวะบางอย่างที่ตรวจพบได้ไม่ชัดเจน แพทย์อาจทำให้เห็นชัดเจนขึ้นได้โดยใช้สารทึบแสง บางอย่างสารเหล่านี้พอจะจำแนกได้ ดังนี้

1. สารทึบแสงที่ทึบน้อยกว่าเนื้อ ได้แก่ ก๊าซต่างๆ เช่น อากาศ คาร์บอนไดออกไซด์ และไนตรัสออกไซด์
2. สารทึบแสงที่ทึบมากกว่าเนื้อ ได้แก่ สารประกอบไอโอดีน และแบเรียมซัลเฟต (barium sulphate)



รูปที่ 2.13 เครื่องทำฟลูออโรสโคปีชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด

2) เทอร์โมกราฟี (Thermography)

คือ การถ่ายรูปโดยใช้แสงอินฟราเรด (Infrared) ซึ่งแสดงรูปแบบของอุณหภูมิของผิวหนังตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยมีสมมติฐานว่า ร่างกายส่วนใดมีก้อนมะเร็งอยู่ข้างใต้ผิวหนัง ส่วนนั้นจะมีอุณหภูมิสูงกว่าที่ผิวหนังส่วนอื่นๆ

3) ไมโครเวฟเทอร์โมกราฟี (Microwave Thermography)

เทอร์โมกราฟีแบบธรรมดาที่กล่าวมาแล้วใช้แสงอินฟราเรด ซึ่งมีอำนาจทะลุทะลวงต่ำ จึงเหมาะที่จะวัดและทำแผนที่ของอุณหภูมิที่ผิวหนัง แต่ไมโครเวฟเทอร์โมกราฟีสามารถวัดอุณหภูมิได้ลึกลงไปใ้เนื้อมากกว่าแบบธรรมดา คือวัดได้ลึกลงไปราว 1 เซนติเมตรในเนื้อ และ 8 เซนติเมตรในไขมันและในกระดูก ข้อเสียของไมโครเวฟเทอร์โมกราฟี คือ ภาพที่ได้ไม่ค่อยชัด

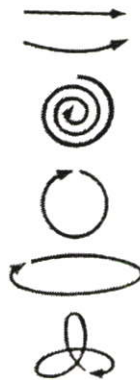
4) โทโมกราฟี (Tomography or Bodysection)

คือการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ให้เห็นชัดเจนเฉพาะในระนาบที่ต้องการดูเพียงระนาบเดียว โดยให้ส่วนอื่นๆ ที่อยู่นอกระนาบที่ต้องการดูพรางมัวไปหมด วิธีถ่ายคือจัดให้หลอดเอ็กซเรย์และกล้องใส่ฟิล์ม

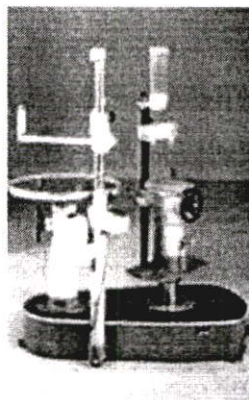
เอ็กซ์เรย์ มีการเคลื่อนไหวไปในทิศทางและด้วยความเร็วที่มีส่วนสัมพันธ์กันตลอดเวลา โดยมีจุดหมุนระหว่างหลอดเอ็กซ์เรย์กับกล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์หยุดนิ่งอยู่ในระนาบของร่างกายที่เราต้องการดู การเคลื่อนที่ของหลอดเอ็กซ์เรย์และกล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ มีหลายแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.14

1. แบบเส้นตรงซึ่งใช้กันมากโดยทั่วไป
2. แบบเส้นโค้ง
3. แบบก้นหอย
4. แบบวงกลม
5. แบบวงรี
6. แบบไฮโปไซคลอยด์ (hypocycloid) เป็นรูปแบบที่สลับซับซ้อนที่สุด แต่ก็ให้ความละเอียดของภาพสูงสุดด้วย

7. โทโมกราฟฟีแบบตัดขวางลำตัว ดังรูปที่ 2.15 ใช้หลอดเอ็กซ์เรย์ติดไว้สูง ๆ ข้างฝาห้องคนไข้ นั่งขึ้นบนอานด้านขวา และมีกล่องใส่ฟิล์มวางแบน ๆ บนถาดกลมด้านซ้าย เวลาถ่ายอานและคนไข้ ตลอดจนถาดและกล่องใส่ฟิล์มจะหมุนรอบตัวไปในทิศเดียวกันและด้วยอัตราการหมุนคิดเป็นรอบต่อนาทีเท่ากัน ภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวางลำตัวของคนไข้ ตรงส่วนที่รังสีเอ็กซ์วิ่งผ่านไปกระทบฟิล์ม เครื่องแบบนี้เป็นประโยชน์มากสำหรับวางแผนรังสีรักษาในคนไข้โรคมะเร็ง

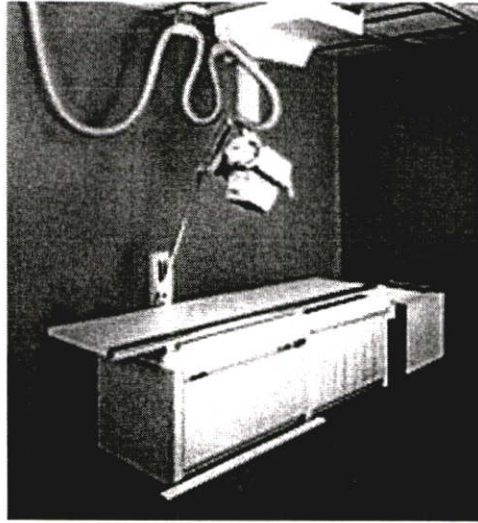


รูปที่ 2.14 โทโมกราฟฟีแบบต่างๆ



รูปที่ 2.15 เครื่องโทโมกราฟฟีแบบตัดขวางลำตัว

ในการถ่ายภาพโทโมกราฟีทุกแบบดังกล่าวแล้วนี้หลอดเอ็กซ์เรย์ กล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ และจุดหมุนจะอยู่ในเส้นตรงอันเดียวกันอยู่ตลอดเวลา รูปที่ 2.16 แสดงถึงเครื่องทำโทโมกราฟี



รูปที่ 2.16 เครื่องทำโทโมกราฟี

5) โฟโตฟลูออโรกราฟี (Photofluorography)

คือการทำฟลูออโรสโคปี แล้วใช้กล้องถ่ายภาพจากจอฟลูออโรสโคปีอีกทีหนึ่ง จะได้ภาพเป็นฟิล์มเล็กขนาด 70 x 70 มิลลิเมตร หรือ 100 x 100 มิลลิเมตร เพื่อสะดวกรวดเร็วและประหยัดฟิล์มด้วย จึงเหมาะที่จะใช้ถ่ายเอ็กซ์เรย์ปอดสำหรับคนจำนวนมาก ๆ แบบนี้ดีที่ประหยัด แต่ไม่สามารถให้รายละเอียดได้ เมื่อพบสิ่งผิดปกติแล้วต้องศึกษารายละเอียดด้วยฟิล์มขนาดใหญ่อีกทีหนึ่ง

6) ซีนเรดิโอกราฟี (Cineradiography)

คือ การถ่ายภาพยนตร์จากจอฟลูออโรสโคปี โดยผ่านเครื่องปรับความเข้มของแสง ที่เรียกว่า อิเมจอินเทนซิไฟเออร์

7) แมมโมกราฟี (Mammography)

คือ การเอ็กซ์เรย์เต้านม โดยใช้รังสีเอ็กซ์ที่มีอำนาจทะลุทะลวงต่ำมาก คือประมาณ 20 กิโลโวลต์ และไม่ใช้แผ่นโลหะกรองรังสีเอ็กซ์หน้าหลอดเลย การถ่ายด้วยวิธีนี้มักใช้ฟิล์มและกล่องใส่ฟิล์มสำหรับการนี้โดยเฉพาะ ทำให้เกิดความคมชัด และเห็นรายละเอียดของพยาธิสภาพภายในของเนื้ออ่อน ๆ ของต่อมน้ำนม ท่อน้ำนม หัวนม และลานหัวนม ตลอดจนเส้นเลือดของเต้านมได้ชัดเจนกว่าถ่ายด้วยวิธีธรรมดา

8) การถ่ายภาพจากเทปโทรทัศน์

ในวารสารรังสีวิทยา และเวชศาสตร์นิวเคลียร์นานาชาติ เดือนกันยายน พ.ศ. 2523 มีรายงานของเดวิด เอ็ม ไฮเนส (David M. Hynes) กับคณะแห่งศูนย์สุขภาพเซนต์โจเซฟ เมื่อโทรอนโต แคนาดา ประสบความสำเร็จในการอัดเทปโทรทัศน์ จากการทำฟลูออโรสโคปีแล้วเลือกถ่ายเฉพาะรูปที่ต้องการจากเทปที่อัดไว้นั้นโดยใช้กล้องถ่ายแบบมัลติฟอร์แมต (multiformat camera) การถ่ายภาพจากเทปโทรทัศน์ทำให้เกิดผลดี คือนอกจากจะประหยัดฟิล์มได้มากแล้ว ยังลดจำนวนรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ลงมากด้วย

9) ดิจิตอลเรดิโอกราฟี (Digital Radiography)

ในปี พ.ศ. 2515 หลังจากการค้นพบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ได้มีการนำเอาดิจิตอลคอมพิวเตอร์มาใช้เก็บข้อมูลของอวัยวะ และนำมาสร้างเป็นภาพขึ้นในจอโทรทัศน์ วิธีนี้ทำให้เราสามารถถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์ของอวัยวะเล็ก ๆ เช่น เส้นเลือดได้โดยไม่ต้องฉีดสารทึบแสงเข้าเส้นโลหิตแดง เพียงแต่ฉีดสารทึบแสงจำนวนน้อย ๆ (เช่นที่ใช้ในการตรวจไต) เข้าเส้นโลหิตดำที่แขนซึ่งทำงานกว่า และปลอดภัยกว่ามากด้วย

10) ซีโรเรดิโอกราฟี (Xeroradiography)

เป็นการถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยไม่ต้องใช้ฟิล์ม วิธีทำคือ ใช้แผ่นที่ฉาบด้วยประจุไฟฟ้าสถิต มาบรรจุลงในกล่องกันแสง แล้วเอาถ่ายเอ็กซ์เรย์แทนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ เมื่อถ่ายแล้วเอาไปผ่านเครื่องล้างแผ่นไฟฟ้าสถิต โดยไม่ต้องใช้ห้องมืด จะได้ภาพอวัยวะของเราออกมาเป็นสีน้ำเงินจางๆบนแผ่นกระดาษ ส่วนแผ่นไฟฟ้าสถิตนั้นเอากลับไปใช้ซ้ำได้อีกไม่จำกัดจำนวนครั้ง ลักษณะของภาพที่ได้นั้นมีความละเอียดชัดเจนสูง เห็นเนื้อเยื่อตลอดจนกระดูกได้พร้อมกันหมด จึงมีประโยชน์มาก

ในปัจจุบันพบว่า ถ้าฉีดสารทึบแสงจำนวนน้อยเข้าไปในเส้นเลือดดำที่แขน แล้วถ่ายภาพด้วยซีโรเรดิโอกราฟี จะได้ภาพของเส้นเลือดทั้งเส้นเลือดดำและเส้นเลือดแดง คุณภาพของภาพที่ได้ดีมาก

11) แพนอรัลโทโมกราฟี (Panoral Tomography)

คือ การถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งปากให้ชัดในระนาบกลางของฟัน โดยใช้การเคลื่อนของกล่องฟิล์มที่ได้ส่วนสัมพันธ์กับการเคลื่อนของหลอดเอ็กซ์เรย์ และให้การเคลื่อนนั้นเป็นแบบเส้นโค้งสองเส้นที่หันส่วนโค้งเข้าหากัน ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้แสดงฟันทุกซี่มาเรียงกันเป็นระเบียบ ฟันล่างและฟันบนทุกซี่จะมารวมกันอยู่ในภาพเดียวกัน จึงเหมาะที่จะใช้ในการจัดฟันมากกว่าถ่ายเพื่อหาสิ่งผิดปกติ เช่น หาดำแหน่ง และขนาดของฟันผุ

12) แพนอรามิกเดนทัลเรดิโอกราฟี (Panoramic Dental Radiography)

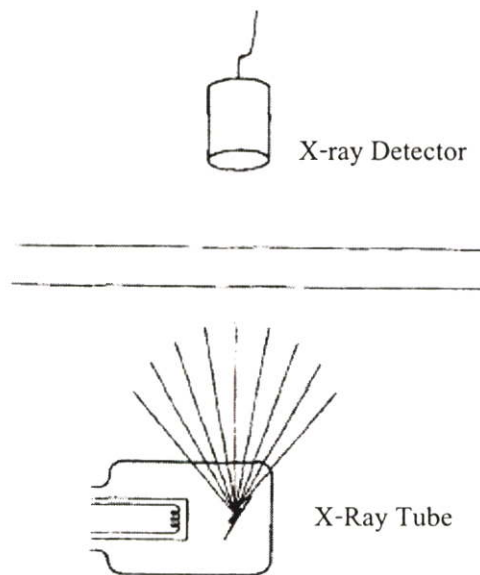
เราอาจถ่ายภาพเอ็กซเรย์ฟันทั้งปากได้อีกวิธีหนึ่งโดยสร้างหลอดเอ็กซเรย์ให้เล็กมากขนาดนิ้วมือให้รังสีเอ็กซเรย์ออกมาจากตรงปลายหลอด เอาหลอดเอ็กซเรย์ยื่นเข้าไปในปาก และเอากล่องใส่ฟิล์มอย่างอ่อนและโค้งมาหุ้มรอบปาก รังสีเอ็กซเรย์จากหลอดเอ็กซเรย์ในปากจะวิ่งทะลุฟันและผนังปากย้อนกลับออกมากระทบฟิล์มเอ็กซเรย์ในกล่อง ภาพที่ได้จะเป็นภาพขยายที่โตกว่าขนาดจริงของฟัน แสดงภาพของฟันทุกระนาบรวมกันจึงเหมาะที่จะใช้ถ่ายเพื่อหาฟันผุมากกว่าแพนอรัลโทโมกราฟี

2.4 กณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

2.4.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

จุดมุ่งหมายของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง คือ การแมปค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของการฉายรังสีเอ็กซเรย์ไปยังวัตถุ ซึ่งเราจะฉายรังสีเอ็กซเรย์ไปยังวัตถุ และตรวจจับรังสีเอ็กซเรย์ที่ถูกดูดกลืน ซึ่งค่าของรังสีเอ็กซเรย์ที่ถูกดูดกลืน จะเรียกว่า ข้อมูลโปรเจกชัน ซึ่งการหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน แบ่งออกเป็น 3 กรณี คือ

2.4.1.1 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า และการฉายแสงไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด



รูปที่ 2.17 ลำรังสีเอ็กซเรย์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด

พิจารณารูปที่ 2.17 ถ้าเราทำการฉายรังสีเอ็กซเรย์ไปยังวัตถุ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง N , ΔN , Δx และ μ ดังสมการที่ 2.1

$$\frac{\Delta N}{N} \cdot \frac{1}{\Delta x} = -\mu \quad (2.1)$$

จากนั้น จึงหาลิมิต โดยให้ Δx มีค่าเข้าใกล้ 0 จะได้สมการที่ 2.2

$$\frac{1}{N} dN = -\mu dx \quad (2.2)$$

อินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการ จะได้

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\mu \int_0^x dx \quad (2.3)$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาลอการิทึมคูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

$$\ln N - \ln N_0 = -\mu x \quad (2.4)$$

จัดสมการใหม่ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุ กับ โฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ 2.5

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.5)$$

ซึ่ง N คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ

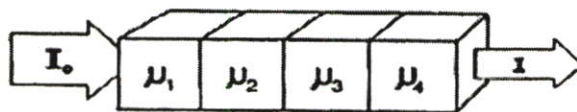
N_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ

μ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

x คือ ความหนาของวัตถุ

2.4.1.2 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า แต่มีการฉายแสงไปยังวัตถุเพียง 1

ครั้ง



รูปที่ 2.18 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

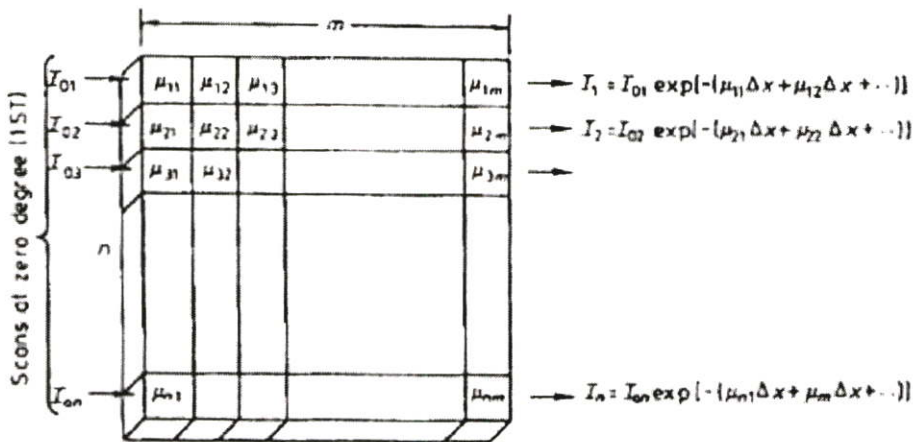
พิจารณารูปที่ 2.18 เป็นการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านชั้นส่วนของเนื้อเยื่อซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 4 ค่า คือ μ_1 , μ_2 , μ_3 และ μ_4 จะให้ความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ I_0 ดังสมการที่ 2.8

$$I = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x] \quad (2.6)$$

ซึ่ง x คือ ระยะทางของลำอิเล็กตรอน จากนั้นจึงเอาลอกการริ้ม คูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

$$p(x) = \sum_{i=1}^4 \mu_i \quad (2.7)$$

2.4.1.3 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า และมีการฉายรังสีหลายทิศทาง



รูปที่ 2.19 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง

พิจารณารูปที่ 2.19 จะให้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุกับโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ 2.8

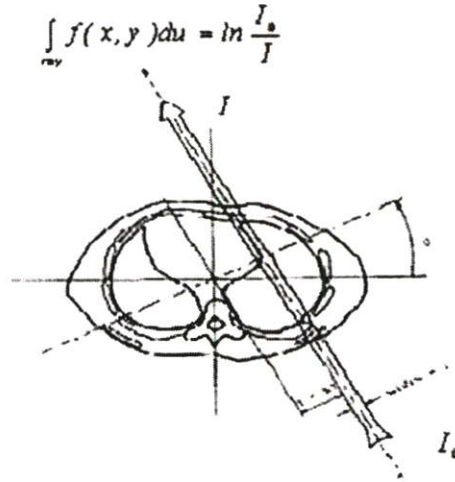
$$\begin{aligned} I_1 &= I_{01} \exp[-(\mu_{11}\Delta x + \mu_{12}\Delta x + \mu_{13}\Delta x + \dots + \mu_{1m}\Delta x)] \\ I_2 &= I_{02} \exp[-(\mu_{21}\Delta x + \mu_{22}\Delta x + \mu_{23}\Delta x + \dots + \mu_{2m}\Delta x)] \\ &\vdots \\ I_n &= I_{0n} \exp[-(\mu_{n1}\Delta x + \mu_{n2}\Delta x + \mu_{n3}\Delta x + \dots + \mu_{nm}\Delta x)] \end{aligned} \quad (2.8)$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$p_i(x) = \mu_{i1} + \mu_{i2} + \mu_{i3} + \dots + \mu_{im} \quad (2.9)$$

ต่อมาพิจารณารูปที่ 2.20 เป็นภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์ ซึ่งจะถือว่าเป็นวัตถุที่มีสารหลายชนิดประกอบกัน จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง I_0 กับ I ดังสมการที่ 2.10

$$I = I_0 \exp \left[- \int_{\text{ray}} f(x, y) du \right] \quad (2.10)$$



รูปที่ 2.20 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์

จากนั้น จึงจัดรูปสมการใหม่ จะได้ดังสมการที่ 2.11

$$\int_{\text{ray}} f(x, y) du = \ln \frac{I_0}{I} \quad (2.11)$$

ซึ่ง I_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุจากด้าน A

I คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุทางด้าน B

du คือ ระยะทางตลอดความยาว AB

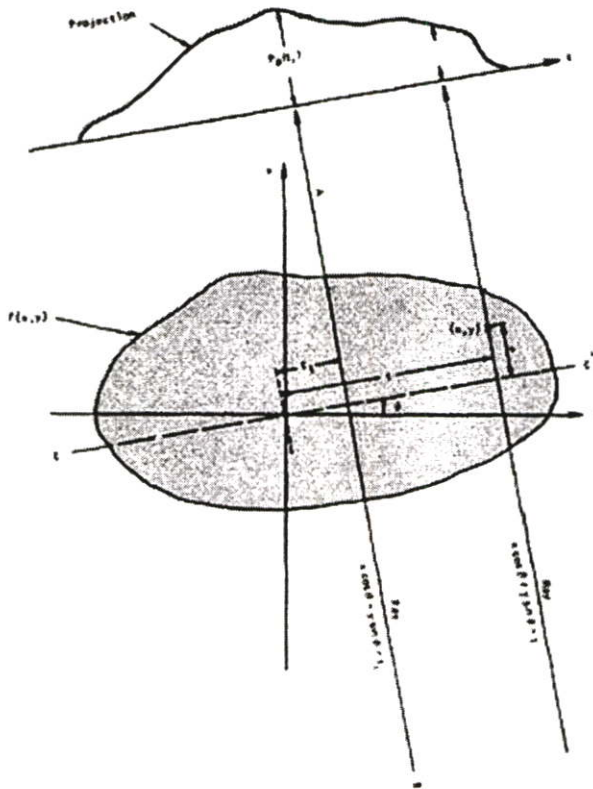
$f(x, y)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

อย่างไรก็ตาม ในคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางนั้น การแมปค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน $f(x, y)$ นั้น เราจะต้องทำการฉายรังสีไปยังวัตถุมากกว่า 1 มุม จากการที่หมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวตรวจจับนั้น จะได้ข้อมูลโปรเจกชันที่มุมแตกต่างกัน ซึ่งข้อมูลโปรเจกชันนี้เราจะนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ

2.4.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น (Line Integrals) และการโปรเจกชัน (Projections)

การอินทิเกรตในแนวเส้น เป็นการแสดงถึงการอินทิเกรตของตัวแปรของวัตถุตลอดแนวเส้น จากรูปที่ 2.21 แสดงถึงใช้ระบบพิกัด (Coordinate system) อธิบายการอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจกชัน จากภาพ สมมติให้ $f(x, y)$ คือวัตถุรูปร่าง 2 มิติ และสมการของเส้น AB ในรูปที่ 2.33 คือ

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (2.12)$$



รูปที่ 2.21 โปรเจกชันของวัตถุ $f(x, y)$ ที่มุม θ

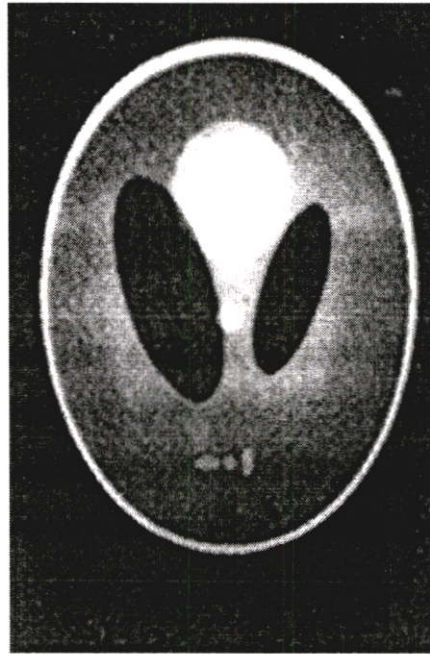
จากความสัมพันธ์ใน (2.12) จะได้นิยามของการอินทิเกรตในแนวเส้น คือ

$$P_\theta(t) = \int_{(0,t) \text{ line}} f(x, y) ds \quad (2.13)$$

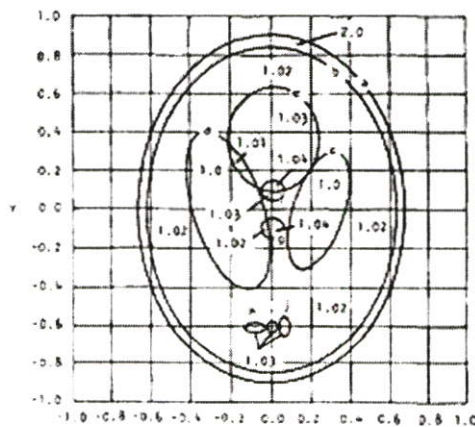
ใช้เคลด้า ฟังก์ชัน เขียนใหม่ได้เป็น

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\alpha}^{\alpha} \int_{-\alpha}^{\alpha} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.14)$$

การจำลองการโปรเจกชันในคอมพิวเตอร์จะใช้รูปภาพดังในรูปที่ 2.22 เรียกว่า Shepp and Logan หรือแฟนทอมรูปศรีษะ (head phantom) ซึ่งจะนำไปใช้ในการทดสอบอัลกอริทึมในการสร้างภาพกลับจากภาพตัดขวาง จากรูปที่ 2.22 (a) จะเห็นว่ารูปแฟนทอมนี้ประกอบด้วยวงรีจำนวน 10 รูป ตำแหน่งและส่วนประกอบอื่นๆของวงรีทั้งหมดได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.22 (b) และตารางที่ 2.5 [9]



(a)



(b)

รูปที่ 2.22 แฟนทอมรูปศรีษะของ Spepp และ Logan

ตารางที่ 2.5 ส่วนประกอบและพิกัดของวงรีในแผนทอมรูปสี่เหลี่ยม

Center Coordinate	Major Axis	Min Axis	Rotation Angle	Reflective Index
(0,0)	0.92	0.69	90	2.0
(0, -0.0184)	0.874	0.6624	90	-0.98
(0.22,0)	0.31	0.11	72	-0.02
(-0.22,0)	0.41	0.16	108	-0.02
(0,0.35)	0.25	0.21	90	0.01
(0,0.1)	0.046	0.046	0	0.01
(0, -0.1)	0.046	0.046	0	0.01
(-0.08, -0.605)	0.046	0.023	0	0.01
(0, -0.605)	0.023	0.023	0	0.01
(0.06, -0.605)	0.046	0.023	90	0.01

2.4.3 การแปลงเรดอน (Radon Transform)

การแปลงเรดอนของฟังก์ชัน $f(x, y)$ เขียนแทนด้วย $g(s, \theta)$ ซึ่งนิยามคือการอินทิเกรตในแนวเส้นตลอดเส้น ที่มุม θ และระยะ s จากจุดกำเนิด ดังแสดงในรูปที่ 2.23 สามารถเขียนเป็นสมการทางคณิตศาสตร์ คือ

$$g(s, \theta) = Rf = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy, \quad (2.15)$$

$$-\infty < s < \infty, 0 \leq \theta < \pi$$

สัญลักษณ์ R คือ ตัวกระทำการแปลงเรดอน (Radon transform operator) การแปลงเรดอนของฟังก์ชัน $f(x, y)$ หรือ $g(s, \theta)$ สามารถเขียนสมการใหม่ให้อยู่ในระบบพิกัดการหมุน (s, u) (Rotating coordinate system) ซึ่ง

$$\begin{aligned} s &= x \cos \theta + y \sin \theta \\ u &= -x \sin \theta + y \cos \theta \end{aligned}$$

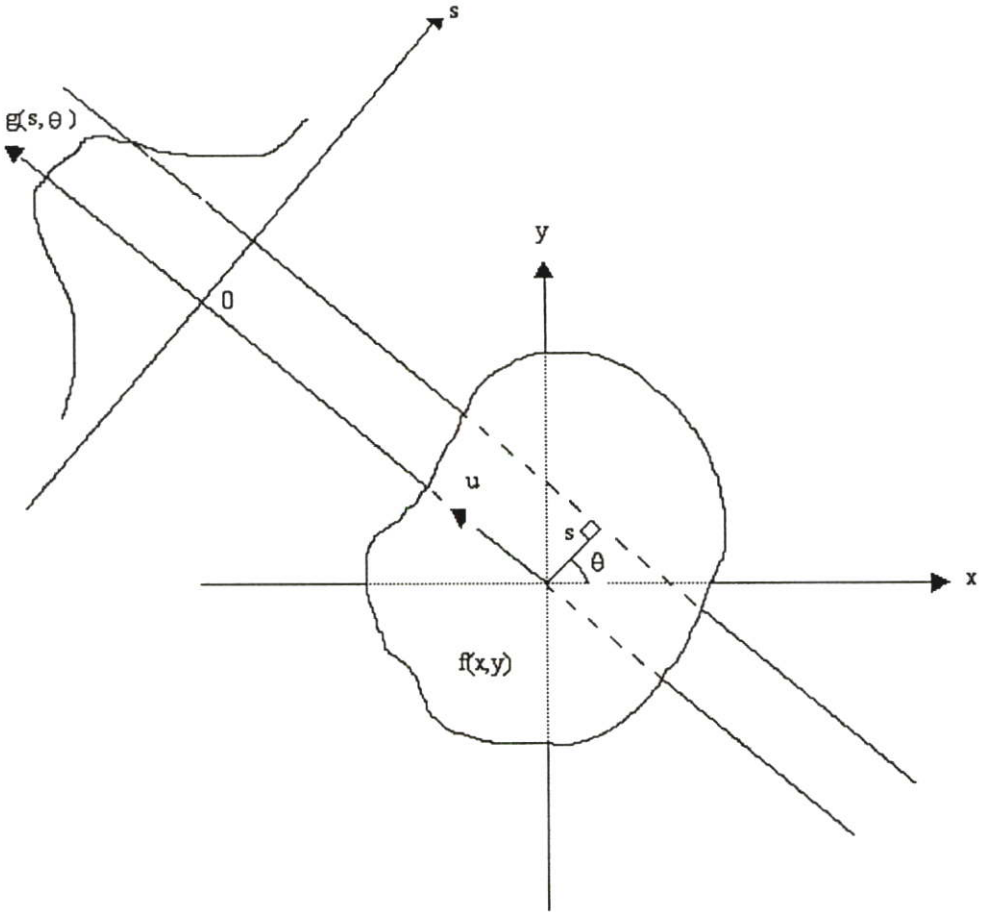
หรือ

$$\begin{aligned} x &= s \cos \theta - u \sin \theta \\ y &= s \sin \theta + u \cos \theta \end{aligned} \quad (2.16)$$

จากสมการที่ (2.15) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - u \sin \theta, s \sin \theta + u \cos \theta) du \quad (2.17)$$

$$-\infty < s < \infty, 0 \leq \theta < \pi$$



รูปที่ 2.23 เรขาคณิตของการแปลงเรดอน

บทที่ 3

อัลกอริทึมของการสร้างภาพตัดขวาง

3.1 บทนำ

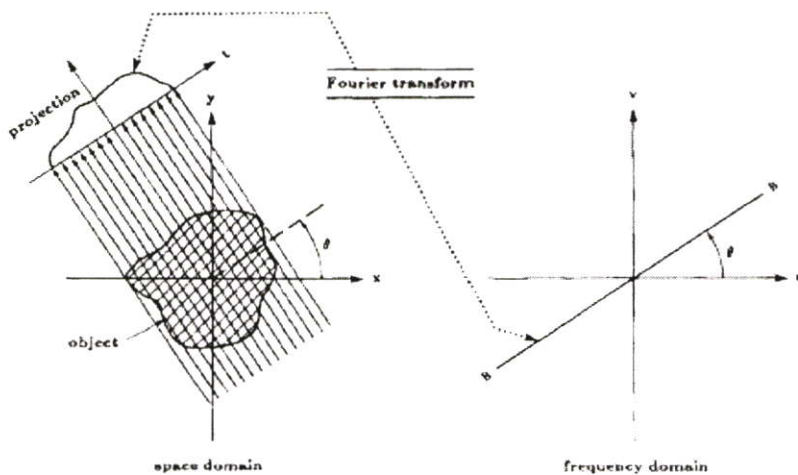
จากบทที่ผ่านมาได้ทราบถึงประวัติความเป็นมา ส่วนประกอบและการทำงานของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง และคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องของการสร้างภาพตัดขวางไปแล้ว ในบทนี้จะกล่าวถึงอัลกอริทึมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง ในวิธีการสร้างภาพตัดขวางนั้นจะสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆได้เป็น การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนาน (Parallel-Beam) และ การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบรูปกรวย (Cone-Beam)

3.2 การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนาน

อัลกอริทึมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานนั้นประกอบด้วยหลายวิธี ได้แก่ วิธีการแปลงฟูเรียร์, วิธีแบคโปรเจกชัน และวิธีพีวเดอร์แบคโปรเจกชัน

3.2.1 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์

เป็นวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้นิยามจากทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ (The Fourier Slice Theorem) ซึ่งระบุว่า เมื่อเราทำการหาโปรเจกชันของภาพ $f(x,y)$ ที่มุมต่าง $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k$ แล้วทำการแปลงฟูเรียร์โปรเจกชันเหล่านั้น จะมีค่าเท่ากับการแปลงฟูเรียร์สองมิติของภาพตามแนวเส้นที่ทำมุม $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k$ เช่นกัน ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์แสดงความสัมพันธ์ระหว่างการแปลงฟูเรียร์ของโปรเจกชันกับการแปลงฟูเรียร์ของภาพ[9]

เราจะทำการพิสูจน์ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ได้โดยเริ่มต้นจากการนิยามของการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติของภาพ $f(x,y)$ จะได้

$$F(u,v) = \int_{-\alpha}^{\alpha} \int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (3.1)$$

และให้ $S_{\theta}(w)$ คือการแปลงฟูเรียร์ของข้อมูลโปรเจกชันที่มุม θ (P_{θ})

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\alpha}^{\alpha} P_{\theta}(t) e^{-j2\pi wt} dt \quad (3.2)$$

พิจารณาการแปลงฟูเรียร์ของวัตถุตลอดเส้นในโดเมนความถี่ โดยให้ $v = 0$ จะได้

$$F(u,0) = \int_{-\alpha}^{\alpha} \int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dx dy \quad (3.3)$$

แต่เนื่องจากตัวประกอบเฟส (Phase factor) จะไม่ขึ้นอยู่กับ y เราสามารถแบ่งการอินทิเกรตออกเป็น 2 ส่วนคือ

$$F(u,0) = \int_{-\alpha}^{\alpha} \left[\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y) dy \right] e^{-j2\pi ux} dx \quad (3.4)$$

จะเห็นว่าเทอมที่อยู่ในวงเล็บเหมือนกับสมการของโปรเจกชันตลอดแนวนอนที่ค่า x คงที่ซึ่งก็คือการโปรเจกชันภาพ $f(x,y)$ ที่มุม $\theta = 0$

$$P_{\theta=0}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \quad (3.5)$$

เอา (3.5) แทนไปใน (3.4) จะได้

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta=0}(x) e^{-j2\pi ux} dx \quad (3.6)$$

ทางด้านขวามือ แสดงถึงการแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ ของโปรเจกชัน $P_{\theta=0}$ ดังนั้นเราจะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโปรเจกชันในแนวตั้งกับการแปลง 2 มิติ ของ ฟังก์ชันวัตถุ คือ

$$F(u,0) = S_{\theta=0}(u) \quad (3.7)$$

จะเห็นว่าเป็นรูปแบบอย่างง่ายของทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ ผลที่ได้นี้จะไม่ขึ้นอยู่กับการหมุนระหว่างวัตถุกับระบบพิกัด เราสามารถพิสูจน์ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ที่มุมอื่นได้โดยให้ $f(t,s)$ คือฟังก์ชัน $f(x,y)$ ในระบบพิกัดหมุน (Rotated Coordinate System) ดังในรูป 3.1 พิกัด (t,s) สัมพันธ์กับพิกัด (x,y) โดยความสัมพันธ์

$$\begin{bmatrix} t \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

ซึ่งในระบบพิกัด (t,s) เราจะสามารถเขียนโปรเจกชันตลอดแนวเส้นของค่าคงที่ t ได้เป็น

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t,s) ds \quad (3.9)$$

จากสมการที่ (3.2) การแปลงฟูเรียร์

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(t) e^{-j2\pi wt} dt \quad (3.2)$$

เอานิยามของโปรเจกชันไปแทนในสมการที่ (3.2) จะได้

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(t,s) ds \right] e^{-j2\pi wt} dt \quad (3.10)$$

จากนั้นเอาผลที่ได้มาแปลงให้อยู่ในระบบพิกัด (x,y) โดยใช้ความสัมพันธ์ในสมการ (3.8) จะได้

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \quad (3.11)$$

ทางด้านขวาของสมการ คือการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติ ที่ความถี่ $u = w \cos \theta, v = w \sin \theta$

$$S_\theta(w) = F(w, \theta) = F(w \cos \theta, w \sin \theta) \quad (3.12)$$

จากทั้งหมดที่ผ่านมาแสดงให้เห็นถึงโปรเจกชันของฟังก์ชันวัตถุที่มุม $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k$ และการแปลงฟูเรียร์ของแต่ละโปรเจกชันนั้น เราสามารถหาค่าของ $F(u, v)$ ได้ถ้าจำนวนโปรเจกชันมีค่าเป็นอนันต์ ดังนั้นควรจะรู้ค่า $F(u, v)$ ในทุกๆจุดในระนาบ uv จากนั้นจึงทำการแปลงกลับฟูเรียร์เพื่อที่จะหาค่าฟังก์ชันวัตถุ $f(x, y)$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux + vy)} dudv \quad (3.13)$$

ถ้าฟังก์ชัน $f(x, y)$ มีขอบเขต คือ $-\frac{A}{2} < x < \frac{A}{2}$ และ $-\frac{A}{2} < y < \frac{A}{2}$ ดังนั้นสามารถเขียนสมการที่ (3.13) ใหม่ได้เป็น

$$f(x, y) = \frac{1}{A^2} \sum_m \sum_n F\left(\frac{m}{A}, \frac{n}{A}\right) e^{j2\pi((m/A)x + (n/A)y)}, \quad (3.14)$$

$$-\frac{A}{2} < x < \frac{A}{2}, -\frac{A}{2} < y < \frac{A}{2}$$

ในทางปฏิบัติ เราจะรู้ว่าส่วนประกอบของฟูเรียร์มีจำนวนจำกัด สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

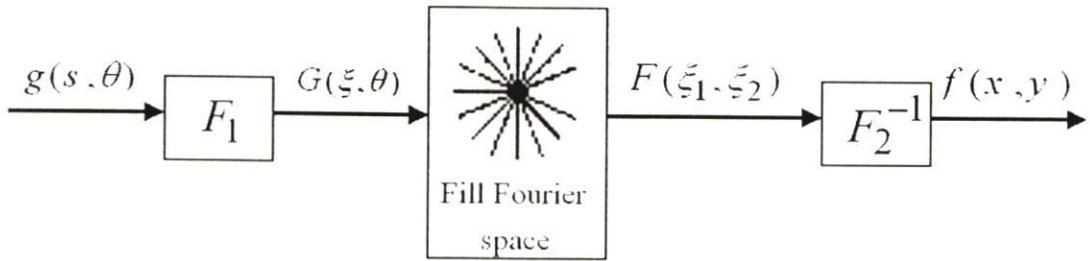
$$f(x, y) = \frac{1}{A^2} \sum_{m=-N/2}^{N/2} \sum_{n=-N/2}^{N/2} F\left(\frac{m}{A}, \frac{n}{A}\right) e^{j2\pi((m/A)x + (n/A)y)}, \quad (3.15)$$

$$-\frac{A}{2} < x < \frac{A}{2}, -\frac{A}{2} < y < \frac{A}{2}$$

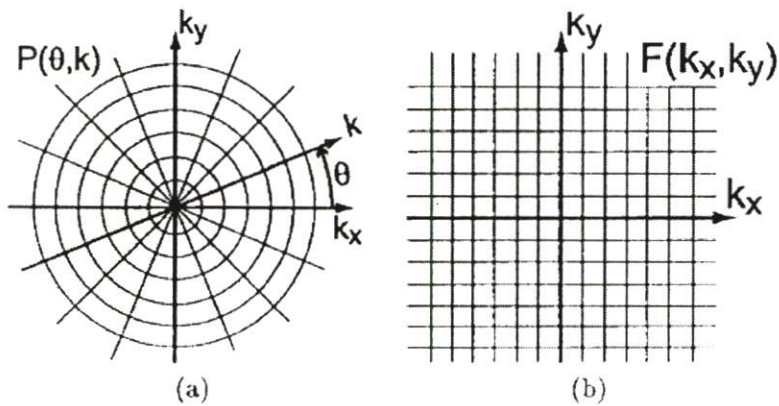
โดยสมมติว่า N เป็นจำนวนเต็มคู่ เราจะเห็นว่ารายละเอียด(Resolution)ของภาพที่สร้างได้จะถูกกำหนดโดย N สมการ (3.15) สามารถถูกคำนวณได้แบบเร็วโดยใช้อัลกอริทึมการแปลงฟูเรียร์เร็ว (FFT) ถ้าเรารู้สัมประสิทธิ์ฟูเรียร์จำนวน N^2 ของ $F(m/A, n/A)$

จากทฤษฎีข้างต้นนี้เราสามารถแบ่งขั้นตอนวิธีการสร้างภาพกลับด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ออกเป็น 3 ขั้นตอน คือ

- 1) นำข้อมูลโปรเจกชันไปแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ จะได้ $F_1 \{p_\theta(r)\} = P_\theta(k)$
- 2) วาง $P_\theta(k)$ ในราสเตอร์เชิงขั้ว (polar raster) จะได้ $P(k, \theta)$ จากนั้นจึงประมาณค่าให้อยู่ในราสเตอร์มุมฉาก (rectangular raster) ดังรูปที่ 3.3
- 3) ทำการแปลงกลับฟูเรียร์ 2 มิติของ $F(k_x, k_y)$ จะได้ $f(x, y)$

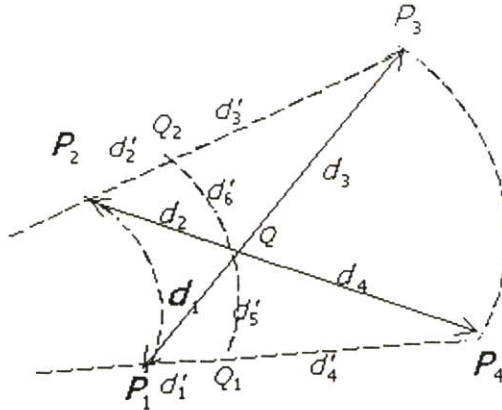


รูปที่ 3.2 Block diagram แสดงวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 3.3 (a) ราสเตอร์เชิงขั้ว (b) ราสเตอร์เชิงขั้วมุมฉาก

การประมาณค่าในช่วงจากราสเตอร์เชิงขั้วไปยังราสเตอร์มุมฉาก สามารถทำได้หลายวิธี จากรูปที่ 3.4 จะทำการหาจุด Q จาก P_1, P_2, P_3, P_4 ด้วยวิธีดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.4 การประมาณค่าจุด Q

1) การหาจุดที่ใกล้ที่สุด

$$F(Q) = F(P_k) \quad k : \min\{d_i\} = d_k \quad (3.16)$$

2) การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้น

$$F(Q) = \frac{\sum_{k=1}^4 F(P_k) / d_k}{\sum_{k=1}^4 \frac{1}{d_k}} \quad (3.17)$$

3) การประมาณค่าในช่วงแบบไม่เชิงเส้น

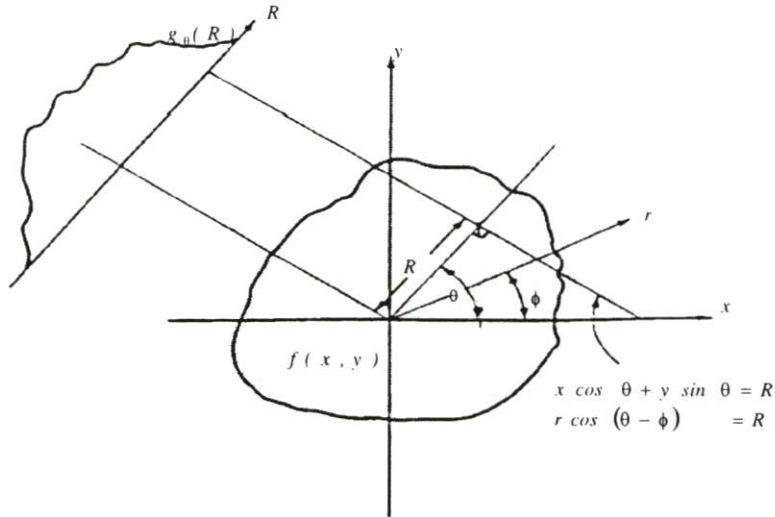
$$\begin{aligned} F(Q) &= \frac{F(Q_1)/d'_5 + F(Q_2)/d'_6}{(1/d'_5) + (1/d'_6)} \\ &= \frac{F(Q_1)/d'_6 + F(Q_2)/d'_5}{d'_5 + d'_6} \end{aligned} \quad (3.18)$$

ซึ่ง

$$F(Q_1) = \frac{F(P_1)/d'_4 + F(P_4)/d'_1}{d'_1 + d'_4}, \quad F(Q_2) = \frac{F(P_2)/d'_3 + F(P_3)/d'_2}{d'_2 + d'_3} \quad (3.19)$$

3.2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีแบคโปรเจกชัน

การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีแบคโปรเจกชันนั้นเป็นวิธีที่ง่ายที่สุด ความยุ่งยากทางคณิตศาสตร์มีน้อย โดยมีคูห์ล(Kuhl) และเอดเวิร์ดส์(Edwards) [11,12] เป็นสองคนแรกที่นำวิธีนี้ไปสร้างภาพตัดขวางของผู้ป่วยได้สำเร็จ



รูปที่ 3.5 โปรเจกชันของฟังก์ชัน 2 มิติ

จากรูปที่ 3.5 และนิยามของโปรเจกชันที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 จะได้นิยามของแบคโปรเจกชันของโปรเจกชันที่มุม θ คือ

$$b_{\theta}(x, y) = \int_0^{\pi} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR \quad (3.20)$$

$b_{\theta}(x, y)$ คือ ตัวกระทำแบคโปรเจกชัน (Backprojection operator) ของโปรเจกชัน $g_{\theta}(R)$ ที่มุม θ ดังนั้น การสร้างภาพกลับ (Reconstruction) จากวิธีแบคโปรเจกชัน คือ ผลรวมของแบคโปรเจกชันในทุกๆมุม จะได้

$$\begin{aligned} f_b(x, y) &= \int_0^{\pi} b_{\theta}(x, y) d\theta \\ &= \int_0^{\pi} \int_{-\alpha}^{\alpha} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR d\theta \\ &= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\alpha}^{\alpha} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR \end{aligned} \quad (3.21)$$

$f_b(x, y)$ คือ ภาพที่ได้จากการสร้างภาพกลับ ซึ่งการสร้างภาพกลับแบบนี้มักจะเรียกว่า ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของชั้นของเนื้อเยื่อตามความลึกที่เลือกไว้ (Laminogram) ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีแบคโปรเจกชัน ($f_b(x, y)$) นี้ จะไม่ใช่วัตถุดั้งเดิมที่นำมาสร้างภาพกลับ ($f(x, y)$) ซึ่งจะอธิบายได้ดังนี้

เริ่มต้น พิจารณาคุณสมบัติของเดลต้าฟังก์ชัน คือ

$$\delta(r) = \begin{cases} 1 & \text{if } r=0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.22)$$

สมมติให้เดลต้าฟังก์ชันที่จุดกำเนิดคือฟังก์ชันรูปภาพต้นฉบับ $f(x, y)$ จะได้

$$f(x, y) = \delta(x)\delta(y) \rightarrow \frac{\delta(r)}{\pi r} \quad (3.23)$$

จากพิกัดเชิงมุมฉาก $x \cos \theta + y \sin \theta = R$ และพิกัดเชิงขั้ว $r \cos(\theta - \phi) = R$ จะสามารถเขียนโปรเจกชัน $g_\theta(R)$ ได้เป็น

$$\begin{aligned} g_\theta(R) &= \int_{-\alpha}^{\alpha} \int_{-\alpha}^{\alpha} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dx dy \\ &= \int_{-\alpha}^{\alpha} \int_{-\alpha}^{\alpha} f(r, \phi) \delta(r \cos(\theta - \phi) - R) r dr d\phi \end{aligned} \quad (3.24)$$

นำสมการที่ (3.23) ไปแทนลงในสมการ (3.24) จะได้

$$g_\theta(R) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty \frac{\delta(r)}{\pi r} \delta(r \cos(\theta - \phi) - R) r dr d\phi \quad (3.25)$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$g_\theta(R) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty \frac{\delta(r)}{\pi} \delta[r \cos(\theta - \phi) - R] dr d\phi \quad (3.26)$$

จาก $\int_0^\alpha dr \delta(r) f(r) = f(0)$ จะได้

$$g_{\theta}(R) = \int_0^{\pi} d\phi \frac{\delta[R]}{\pi} = \delta(R) \quad (3.27)$$

แสดงว่าโปรเจกชันของเคลด้าฟังก์ชันก็คือ เคลด้าฟังก์ชันเช่นกัน ถ้าเคลด้าฟังก์ชันเหล่านี้ถูกแบคโปรเจก จะได้ผลตอบสนองอิมพัลส์ คือ

$$\begin{aligned} h_b(r) &= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\alpha}^{\alpha} \delta(R) \delta(r \cos(\theta - \phi) - R) dR \\ &= \int_0^{\pi} \delta(r \cos(\theta - \phi)) d\theta \end{aligned} \quad (3.28)$$

จากเคลด้าฟังก์ชันของฟังก์ชันของตัวแปร

$$\delta[f(x)] = \sum \frac{\delta(x - x_n)}{|f'(x_n)|} \quad (3.29)$$

ซึ่ง x_n คือ รากของ $f(x)$ จะได้

$$\begin{aligned} f(\phi) &= r \cos(\theta - \phi), & \phi_1 &= \frac{\pi}{2} + \theta \\ f'(\phi) &= r \sin(\theta - \phi) \Big|_{\phi = \frac{\pi}{2} - \theta} = r \end{aligned} \quad (3.30)$$

ดังนั้น

$$h_b(r) = \int_0^{\pi} \frac{\delta\left(\phi - \left(\frac{\pi}{2} + \theta\right)\right)}{r} = \frac{1}{r} \quad (3.31)$$

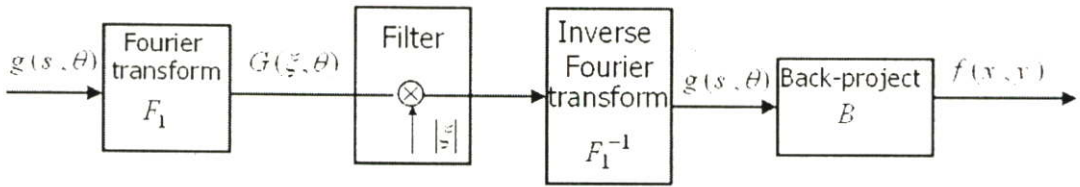
จะได้ การสร้างภาพกลับด้วยวิธีแบคโปรเจกชัน คือ

$$f_b(x, y) = f(x, y) ** \frac{1}{r} \quad (3.32)$$

** คือ คอนโวลูชัน 2 มิติ และภาพที่ได้จากวิธีนี้จะเบลอ สามารถแก้ปัญหานี้ได้ด้วยการใช้วิธีฟิลเตอร์ก่อนที่แบคโปรเจกชัน ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อต่อไป

3.2.3 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน(FBP)

วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันนี้เป็นวิธีที่เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในการสร้างภาพตัดขวาง ทั้งนี้เนื่องจากเป็นวิธีที่ได้รับการปรับปรุงจากวิธีแบคโปรเจกชันในการลดผลของ $\frac{1}{r}$ ซึ่งวิธีนี้จะใช้ความรู้เกี่ยวกับทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ช่วยในการพิสูจน์



รูปที่ 3.6 Block diagram แสดงวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน

จากทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ ภาพ $f(x,y)$ จะสามารถหามาได้จากการแปลงฟูเรียร์ย้อนกลับ

$$f(x, y) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} dudv \quad (3.33)$$

ถ้าให้ (w, θ) เป็นระบบพิกัดแบบโพลาร์ (Polar Coordinate) ในระนาบ uv เราสามารถเขียนสมการ (3.33) ใหม่ได้เป็น

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} w dw d\theta \\ f(x, y) &= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} w dw d\theta \\ &\quad + \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta + \pi) e^{j2\pi w(x \cos(\theta + \pi) + y \sin(\theta + \pi))} w dw d\theta \end{aligned} \quad (3.34)$$

จากนั้นใช้คุณสมบัติ

$$F(w, \theta + \pi) = F(-w, \theta) \quad (3.35)$$

สมการ (3.34) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(w, \theta) |w| e^{j2\pi w t} dw \right] d\theta \quad (3.36)$$

$$= \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w) |w| e^{j2\pi w t} dw \right] d\theta$$

โดยที่

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (3.37)$$

และเราสามารถเขียนสมการ(3.36)ใหม่ได้เป็น

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} Q_{\theta}(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta \quad (3.38)$$

โดยที่

$$Q_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w) |w| e^{j2\pi w t} dw \quad (3.39)$$

จากสมการข้างบนจะเห็นว่า ในการสร้างภาพตัดขวางเราสามารถทำได้โดยการนำข้อมูลแต่ละโปรเจกชัน $P_{\theta}(t)$ มาทำการฟิลเตอร์ ที่มีผลตอบสนองทางความถี่(Frequency Response) เท่ากับ $|w|$ ดังสมการ(3.39) จากนั้นจึงนำค่าที่ได้มาทำการแบคโปรเจกชันดังสมการ(3.38) โดยที่ฟิลเตอร์ในสมการ(3.39) เรียกว่า Ram-Lak Filter

พารามิเตอร์ w เป็นตัวแปรความถี่ โดยหลักการแล้วอินทิกรัลในสมการ(3.39) ต้องทำสำตลอดทุกย่านความถี่ ในทางปฏิบัติพลังงานที่อยู่ในส่วนประกอบ(Components)การแปลงฟูเรียร์เหนือความถี่ค่าหนึ่งจะมีค่าน้อย ดังนั้นการโปรเจกชันจึงถูกทำในแถบความถี่ที่จำกัด (Bandlimited) โดยให้ W แทนค่าความถี่ซึ่งถ้าเกินจากนี้พลังงานสำหรับการโปรเจกชันจะมีค่าน้อยมาก

เราสมมติว่าข้อมูลโปรเจกชันถูกสุ่มด้วยช่วงของการสุ่มเท่ากับ τ ซม. เราสมมติว่าไม่มีปัญหาเรื่อง Aliasing ซึ่งกล่าวเป็นนัยว่าในโดเมนของการแปลง (Transform Domain) โปรเจกชันไม่มีพลังงานนอกย่านความถี่ $(-W, W)$ โดยที่

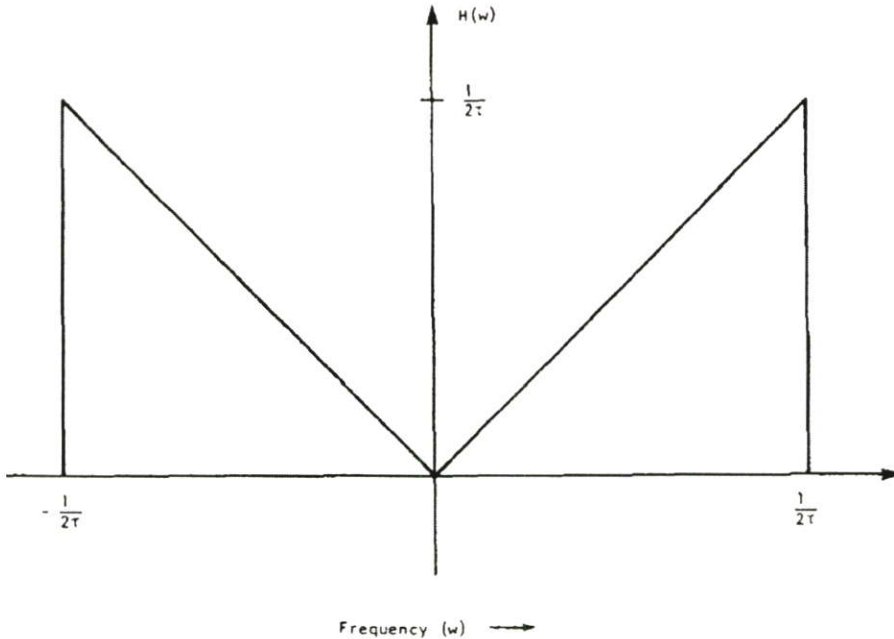
$$W = \frac{1}{2\tau} \quad \text{ไซเคลต่อซม.} \quad (3.40)$$

เราจะสามารถเขียนสมการ Ram-Lak Filter ได้เป็น

$$H(w) = |w| b_w(w) \quad (3.41)$$

โดยที่

$$b_w(w) = \begin{cases} 1 & |w| \leq \frac{1}{2\tau} \\ 0, & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (3.42)$$

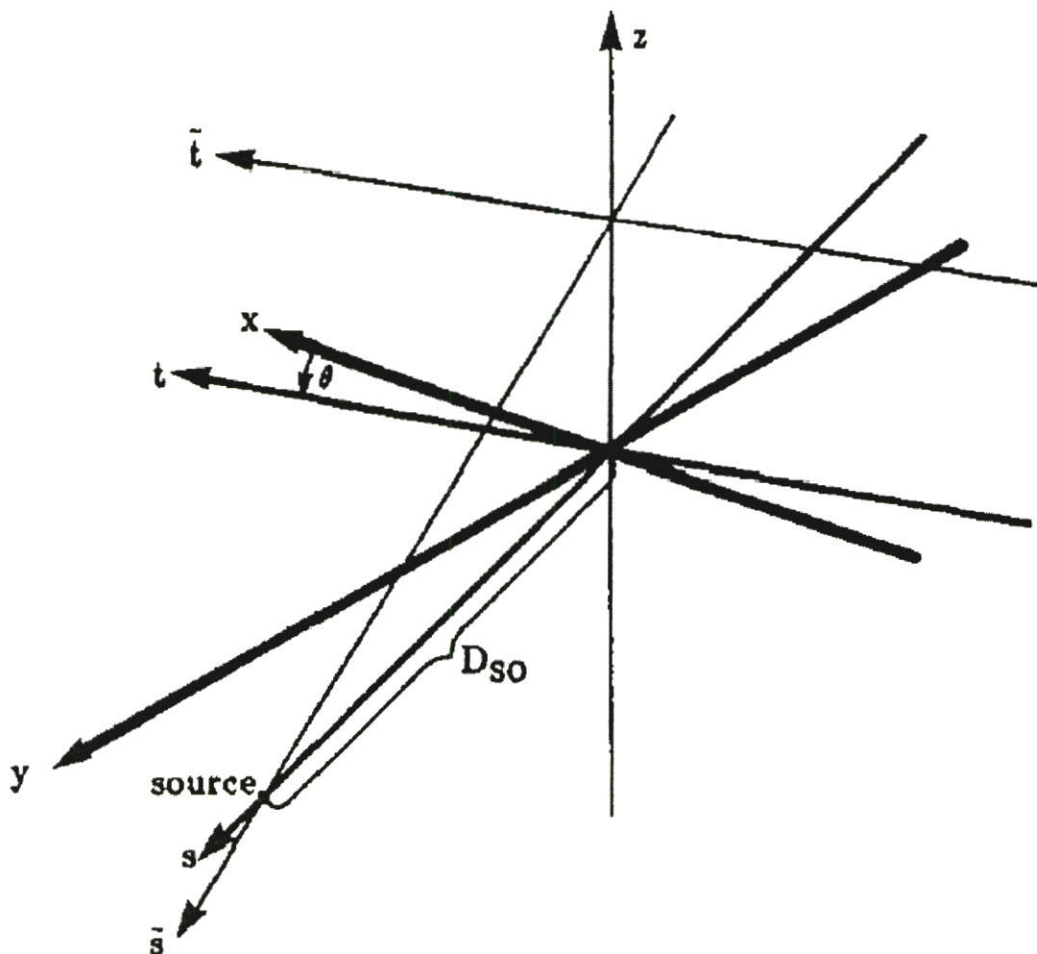


รูปที่ 3.7 ภาพแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของ Ram-Lak Filter

3.3 การสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงรูปกรวย

อัลกอริทึมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงรูปกรวยในวิทยานิพนธ์นี้จะพูดถึงเฉพาะวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันหรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าวิธีเฟลแคม(Feldkamp Cone-Beam)[13,14] อัลกอริทึมฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันที่เสนอในบทนี้จะใช้การฟิลเตอร์และแบคโปรเจกชันในระนาบระนาบเดียวภายในกรวย กล่าวอีกนัยหนึ่งคือแต่ละระนาบที่สูงขึ้นในกรวย (ตั้งด้วย z หรือ ζ) จะถูกพิจารณาแยกกันและท้ายที่สุดอัลกอริทึมการสร้างภาพ 3 มิติจะทำการรวมผล (Contribution) ของลำแสงแบบพัดที่เอียงที่มีต่อวัตถุ

อัลกอริทึมที่มีทางเดินแสงรูปกรวยนั้นสามารถพิสูจน์ได้จากการพิจารณาลำแสงเป็นรูปพัดในระนาบ 2 มิติก่อน จากนั้นจึงทำการปรับปรุงสมการให้ลำแสงรูปพัดทำมุมออกไปจากระนาบแหล่งกำเนิดกับตัวตรวจวัด (Source-Detector Plane) ซึ่งในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะไม่พูดถึงการพิสูจน์แต่จะสามารถดูได้จาก [9] โดยจะขอพูดถึงเฉพาะวิธีการคำนวณ ซึ่งสมการจะจัดอยู่ในระบบพิกัดหมุน (t,s) ดังรูปข้างล่าง



รูปที่ 3.8 ภาพแสดงระบบพิกัด(t,s)

เราสามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ระหว่างระบบพิกัด(x,y) และ (t,s) ได้เป็น

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (3.43)$$

$$s = -x \sin \theta + y \cos \theta \quad (3.44)$$

อัลกอริทึมการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงรูปกรวยสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ชั้นได้แก่
ชั้นที่ 1:

ทำการคูณข้อมูลโปรเจกชัน, $R_\theta(p, \zeta)$, ด้วยฟังก์ชัน $(D_{so} / \sqrt{D_{so}^2 + \zeta^2 + p^2})$ เพื่อได้
เป็น $R'_\theta(p, \zeta)$:

$$R'_\theta(p, \zeta) = \frac{D_{so}}{\sqrt{D_{so}^2 + \zeta^2 + p^2}} R_\theta(p, \zeta) \quad (3.45)$$

โดยที่ D_{so} แทนระยะจากแหล่งกำเนิดแสงจนถึงจุดศูนย์กลางการหมุน

ขั้นที่ 2:

คอนโวลต์(Convolve)ข้อมูลโปรเจ็คชันที่ได้จากขั้นที่ 1 กับ $h(p)/2$ ในฟูเรียร์โดเมน บันทึกว่าการคอนโวลชันนี้ถูกทำสำหรับแต่ละค่าของการยกขึ้นของลำแสงพัค, ζ , โดยเป็นอิสระจากกัน ผลของการคอนโวลชันจะได้เป็น $Q_\theta(p, \zeta)$:

$$Q_\theta(p, \zeta) = R_\theta(p, \zeta) * \frac{1}{2} h(p) \quad (3.46)$$

โดยที่

$$h(p) = \int_{-w}^w \omega |e^{j\omega p} d\omega \quad (3.47)$$

ขั้นที่ 3

ในขั้นสุดท้ายแต่ละข้อมูลโปรเจ็คชันที่ถูกปรับปรุงในขั้นที่ 2 จะถูกแบ็คโปรเจ็คลงไปในกริดของภาพที่จะสร้างแบบ 3 มิติ

$$g(t, s, z) = \int_0^{2\pi} \frac{D_{so}^2}{(D_{so} - s)^2} Q_\theta\left(\frac{D_{so}t}{D_{so} - s}, \frac{D_{so}z}{D_{so} - s}\right) d\theta \quad (3.48)$$

ค่าอาร์กิวเมนต์ (Argument) ทั้งสองของข้อมูลโปรเจ็คชันที่ถูกปรับปรุง, Q_θ , แทนการแปลง (Transform) ของจุดในวัตถุไปเป็นจุดในระบบพิกัดของลำแสงพัคที่เอียงไป

เฉพาะจุดในวัตถุซึ่งถูกฉายแสงทุกทิศทางสามารถถูกสร้างได้อย่างถูกต้อง ในระบบลำแสงกรวยบริเวณดังกล่าวจะเป็นรูปทรงกลมที่มีรัศมี $D_{so} \sin(\Gamma_m)$ โดยที่ Γ_m คือครึ่งหนึ่งของมุมของกรวย นอกเหนือบริเวณดังกล่าวการสร้างภาพที่จุดจะไม่รวมข้อมูลบางโปรเจ็คชันและทำให้การสร้างภาพไม่ถูกต้อง

บทที่ 4

การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต

4.1 บทนำ

ในบทนี้เราจะกล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต ชนิดของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต ทฤษฎีของคาร์แมค(Kaczmarz Method) การคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก(Weighting factor)และทำไมอัลกอริทึมแบบพีชคณิตจึงต้องการจำนวนโปรเจกชันน้อยกว่าวิธีพิวเตอร์แบคโปรเจกชัน

4.2 ทฤษฎีพื้นฐานของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต

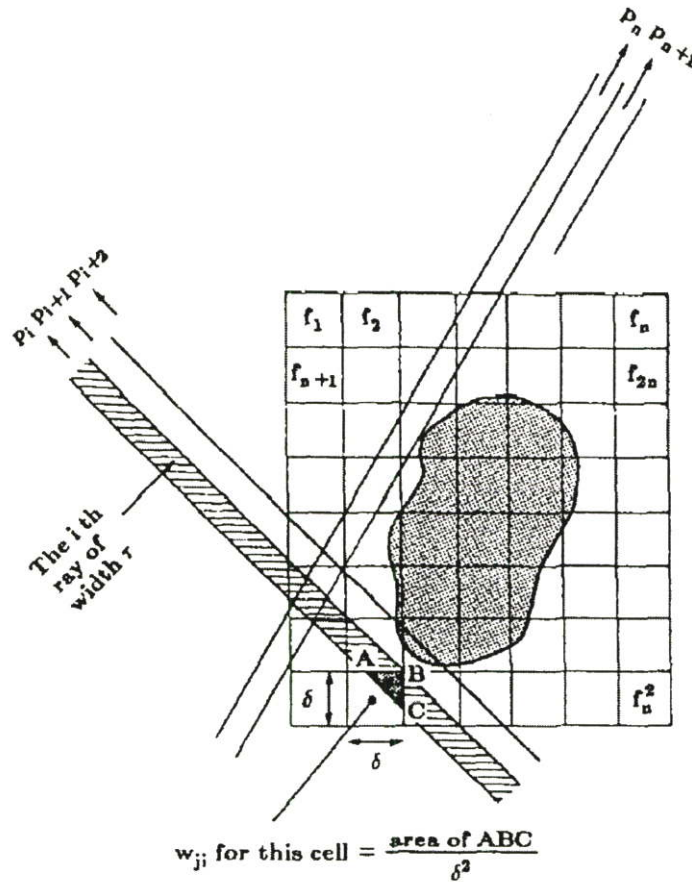
ในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิตนั้นจะสมมติให้วัตถุที่ต้องการสร้างกลับ(ภาพตัดขวางใน 2 มิติ หรือ ปริมาตรใน 3 มิติ) เป็นเมตริกของตัวแปรที่ไม่ทราบค่า และจากนั้นทำการแก้สมการทางพีชคณิตเพื่อหาค่าตัวแปรที่ไม่ทราบค่าจากค่าโปรเจกชันที่วัดได้

ในที่นี้เราจะพิจารณาการสร้างกลับของข้อมูลใน 2 มิติก่อน โดยที่เราจะสมมติให้ภาพประกอบด้วยเซตของเซลล์ $f(x,y)$ โดยที่ในแต่ละเซลล์ฟังก์ชัน $f(x,y)$ เป็นค่าคงที่ กำหนดให้ f_j เป็นค่าคงที่ที่เซลล์ที่ j^{th} และให้ N เป็นจำนวนทั้งหมดของเซลล์ ให้ p_i ค่าแทนโปรเจกชันของรังสีเส้นที่ i^{th}

$$\sum_{j=1}^N w_{ij} f_j = p_i, \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (4.1)$$

โดยที่ M คือจำนวนรังสีทั้งหมด (ในทุกโปรเจกชัน) และ w_{ij} คือค่าแฟกเตอร์น้ำหนักที่แทนผลของเซลล์ที่ j^{th} ที่มีต่อรังสีเส้นที่ i^{th} โดยแฟกเตอร์ w_{ij} มีค่าเท่ากับสัดส่วนของพื้นที่ของเซลล์ที่ j^{th} ที่ตัดกับรังสี i^{th} ดังแสดงให้ดูหนึ่งเซลล์ในรูปที่ 4.1

ถ้า N และจำนวนของรังสีทั้งหมดมีค่าน้อย เราสามารถใช้ทฤษฎีเมทริกซ์ต่างๆไปในการแปลงกลับ(Invert)ระบบสมการใน(4.1) อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติ N อาจจะมีค่ามาก (ในกรณีของภาพขนาด $256 \times 256 = 65536$) และโดยมากที่จำนวนรังสีทั้งหมด(M)จะมีขนาดใหญ่พอๆกัน ถ้า M และ N มีค่าดังกล่าว ขนาดของเมทริกซ์ $[w_{ij}]$ ใน (4.1) คือ 65536×65536 ซึ่งไม่สามารถใช้การแปลงกลับเมทริกซ์ได้เลย



รูปที่ 4.1 ภาพแสดงรูปแบบการฉายแสงและการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก

สำหรับ M และ N มีค่ามาก มีเทคนิคการทำซ้ำหรือ Iterative ที่น่าสนใจที่ใช้ในการแก้สมการ (4.1) เทคนิคนี้เสนอโดย Kaczmarz [15] และได้อธิบายโดยละเอียดภายหลังโดย Tanabe [16] เพื่อที่จะอธิบายขั้นตอนการคำนวณที่ยุ่งยากในเทคนิคนี้ ขั้นแรกเราจะเขียนสมการ (4.1) ใหม่ให้อยู่ในรูปแบบที่ขยายออกดังนี้

$$\begin{aligned}
 w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + \cdots + w_{1N}f_N &= p_1 \\
 w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + \cdots + w_{2N}f_N &= p_2 \\
 &\vdots \\
 w_{M1}f_1 + w_{M2}f_2 + \cdots + w_{MN}f_N &= p_M
 \end{aligned}
 \tag{4.2}$$

ภาพที่ถูกแทนด้วย (f_1, f_2, \dots, f_N) จะถูกพิจารณาว่าเป็นจุดในสเปซ (Space) N มิติ ในสเปซดังกล่าวแต่ละสมการจะแทน Hyperplane เมื่อระบบสมการสามารถหาผลเฉลยที่เป็นหนึ่งเดียว (Unique Solution) จุดตัดของ Hyperplane ทั้งหมดจะเป็นจุดจุดเดียวและเป็นค่าผลเฉลยของสมการ (Solution)

ในวิธีของ Kaczmarz เราต้องทำการเดาค่าเริ่มต้น กำหนดให้ค่าเริ่มต้นเป็น $f_1^{(0)}, f_2^{(0)}, \dots, f_N^{(0)}$ และสามารถเขียนแทนแบบเวกเตอร์ได้เป็น $\vec{f}^{(0)}$ ในสเปซ (Space) N มิติ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ กำหนดให้ค่าเริ่มต้นมีค่าเป็นศูนย์ทั้งหมด โดยค่าเริ่มต้นนี้จะถูกโปรเจกไปบน Hyperplane ซึ่งก็คือ สมการแรกใน(4.2)ได้เป็น $\vec{f}^{(1)}$ จากนั้น $\vec{f}^{(1)}$ จะถูกโปรเจกไปบน Hyperplane ที่แทนด้วยสมการที่สอง ใน(4.2)จะได้เป็น $\vec{f}^{(2)}$ และทำต่อไปเรื่อยๆ โดยที่ $\vec{f}^{(i-1)}$ จะถูกโปรเจกไปบน Hyperplane ที่แทนด้วยสมการที่ i^{th} ใน (4.2) จะได้เป็น $\vec{f}^{(i)}$ ซึ่งขบวนการนี้เราสามารถเขียนแทนในรูปของสมการคณิตศาสตร์ได้ดังนี้

$$\vec{f}^{(i)} = \vec{f}^{(i-1)} - \frac{(\vec{w}_i \cdot \vec{f}^{(i-1)} - p_i)}{\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i} \vec{w}_i \quad (4.3)$$

โดยที่ $\vec{w}_j = (w_{j1}, w_{j2}, \dots, w_{jN})$ และ $\vec{w}_j \cdot \vec{w}_j$ เป็นผลคูณเวกเตอร์ (Dot product) ของ \vec{w}_j กับตัวเอง

ในการประยุกต์ใช้งานจริงจำเป็นต้องมีจำนวนของโปรเจกชันจำนวนมากและภาพที่ต้องการสร้างกลับคืนมีขนาดใหญ่ทำให้เกิดความยุ่งยากที่จะใช้สมการ(4.3)ในการคำนวณ เนื่องจากปัญหาในเรื่องการคำนวณ เนื้อที่หน่วยความจำและการที่จะเรียกสัมประสิทธิ์น้ำหนัก w_{ij} พิจารณากรณีที่เราจะสร้างภาพขนาด 128×128 จากข้อมูล 150 โปรเจกชัน โดยแต่ละโปรเจกชันมี 150 รังสี (Ray) จำนวนของสัมประสิทธิ์น้ำหนัก w_{ij} ทั้งหมดที่ใช้คือ $128 \times 128 \times 150 \times 150 (\approx 2.7 \times 10^8)$ ซึ่งเป็นจำนวนมหาศาล

เพื่อที่จะแก้ปัญหาคำนวณยุ่งยากในการคำนวณ(4.3) วิธีทางพีชคณิตอื่นๆได้ถูกนำเสนอ ส่วนใหญ่จะเป็นการประมาณของสมการ(4.3) เพื่อที่จะวิเคราะห์การประมาณที่สามารถคำนวณได้ง่าย เราจะจัด(4.3) ใหม่ในรูปแบบที่ต่างไปคือ

$$f_m^{(j)} = f_m^{(j-1)} + \left[(p_j - q_j) / \sum_{k=1}^N w_{jk}^2 \right] w_{jm} \quad (4.4)$$

โดยที่

$$q_j = \vec{f}^{(j-1)} \cdot \vec{w}_j = \sum_{k=1}^N f_k^{(j-1)} w_{jk} \quad (4.5)$$

สมการเหล่านี้กล่าวว่าเมื่อเราโปรเจกค่าตอบที่ $(j-1)^{\text{th}}$ ไปบน Hyperplane ที่ j^{th} (สมการที่ j^{th} ใน(2)) การเปลี่ยนแปลง $\Delta f_m^{(j)}$ ในค่าของเซลล์ที่ m^{th} คือ

$$\Delta f_m^{(j)} = f_m^{(j)} - f_m^{(j-1)} = \left[(p_j - q_j) / \sum_{k=1}^N w_{jk}^2 \right] w_{jm} \quad (4.6)$$

ในขณะที่ p_j คือผลบวกเรย์ (Ray Sum) ที่วัดได้ตามแนวรังสีที่ j^{th} q_j คือผลบวกเรย์ (Ray Sum) ที่คำนวณได้ตามแนวรังสีเดียวกันที่ใช้คำตอบ (Solution) ที่ $(j-1)^{\text{th}}$ สำหรับระดับเทาของภาพค่าที่แก้ไข (Correction) Δf_i สำหรับเซลล์ที่ i^{th} สามารถได้จากการคำนวณผลต่างระหว่างผลบวกเรย์ (Ray Sum) ที่วัดได้และผลบวกเรย์ที่คำนวณได้ ค่าความแตกต่างจะถูกนอร์มอลไลซ์ด้วย $\sum_{k=1}^N w_{jk}^2$ และถูกกำหนด (Assigned) ให้กับเซลล์ทุกเซลล์ตามแนวรังสี j^{th} ค่าที่กำหนดให้แต่ละเซลล์จะถูกสเกลด้วยค่า w_{ij} ที่สอดคล้องกัน

4.3 ชนิดของอัลกอริธึมแบบพีชคณิต

อัลกอริธึมแบบพีชคณิตสามารถแบ่งออกเป็น 3 ชนิดด้วยกันคือ ART (Algebraic Reconstruction Techniques), SIRT (Simultaneous Iterative Reconstructive Technique) และ SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques)

4.3.1 ART (Algebraic Reconstruction Techniques)

วิธี ART นี้ได้ถูกนำเสนอสำหรับงานด้านการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) โดย Gordon [17] ในวิธีนี้ค่าที่แก้ไข (Correction) จะถูกใช้ปรับปรุงกับทุกๆ เซลล์ที่รังสีที่ i^{th} ผ่านก่อนที่จะค่าที่แก้ไขในรังสีถัดไป ดังนั้นเราสามารถเขียนสมการค่าโปรเจกชันของผลเฉลยได้เป็น

$$\hat{P}_i = \sum_{j=1}^N w_{ij} f_j \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (4.7)$$

โดยที่ M เป็นจำนวนของรังสีทั้งหมด และ N เป็นจำนวนของเซลล์

ขั้นตอนของการคำนวณมีดังนี้

- สำหรับอิเทอเรชันที่ k^{th}

1. สำหรับรังสีที่ i^{th} สามารถคำนวณค่าที่แก้ไข (Correction) ได้จาก $\Delta p_i = p_i - \hat{p}_i$
2. คำนวณค่าสัมประสิทธิ์ค่าที่แก้ไขจาก $\alpha_i = \sum_{j=1}^N w_{ij}^2$
3. ทำการปรับปรุงค่าของผลเฉลยในแต่ละเซลล์ที่ j^{th} จาก

$$\hat{f}_j^{\text{new}} = \hat{f}_j^{\text{old}} + \lambda \frac{w_{ij} \Delta p_i}{\alpha_i} \quad (4.8)$$

โดยที่ค่า λ เป็นค่า relaxation factor

4. ทำซ้ำตั้งแต่ข้อที่ 1-3 จนครบทุกๆ รังสี เป็นการเสร็จการคำนวณอิเทอเรชันที่ k^{th}

4.3.2 SIRT (Simultaneous iterative Reconstruction Techniques)

Gilbert ได้เป็นผู้ที่นำเสนอวิธีนี้ โดยในวิธี SIRT ค่าในแต่ละเซลล์ของผลเฉลยจะถูกปรับปรุง หลังจากการคำนวณค่าที่แก้ไข(Correction)ในแต่ละเส้นรังสีเสร็จเรียบร้อยแล้ว ซึ่งในอัลกอริทึมนี้ จะมีลักษณะคล้ายกับวิธีART แต่จะค่าที่แก้ไขจะถูกใช้ในการปรับปรุงที่หลัง

ขั้นตอนของการคำนวณมีดังนี้

- สำหรับอิทเทอเรชันที่ k^{th}

1. สำหรับรังสีที่ i^{th} สามารถคำนวณค่าที่แก้ไข (Correction) ได้จาก $\Delta p_i = p_i - \hat{p}_i$

2. คำนวณค่าสัมประสิทธิ์ค่าที่แก้ไขจาก $\alpha_i = \sum_{j=1}^N w_{ij}^2$

3. ทำการซ้ำในข้อที่1และ2จนครบทุกเส้นรังสี

- กำหนดให้ N_{c_j} เป็นจำนวนเส้นรังสีที่ผ่านเซลล์ที่ j^{th} และตรงกันกับ w_{ij} และ Δp_i
- สำหรับแต่ละเซลล์ที่ j^{th} จะทำการปรับปรุงค่าของผลเฉลยด้วยผลรวมเฉลี่ยของค่าที่แก้ไขดังสมการ

$$\hat{f}_j^{new} = \hat{f}_j^{old} + \lambda \frac{\sum_{i=1}^{N_{c_j}} w_{ij} \Delta p_i}{\sum_{i=1}^{N_{c_j}} w_{ij}} \quad (4.9)$$

เป็นการเสร็จการคำนวณอิทเทอเรชันที่ k^{th}

4.3.3 SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques)

Anderson และ Kak ได้เป็นผู้ที่นำเสนอวิธีนี้ขึ้น ซึ่งเป็นการรวมกันระหว่างวิธี ART และ วิธี SIRT โดยพบว่าให้ประสิทธิภาพที่ดีกว่าทั้งสองวิธีที่กล่าวมาแล้ว ในวิธี SART นี้จะมีการปรับปรุงค่าของผลเฉลยจากค่าที่แก้ไขค่า (Correction) คล้ายกับวิธีการART แต่จะมีโครงสร้างคล้ายกับวิธี SIRT

ขั้นตอนของการคำนวณมีดังนี้

- สำหรับมุมของการฉายรังสีที่ θ

1. สำหรับรังสีที่ i_θ^{th} สามารถคำนวณค่าที่แก้ไข (Correction) ได้จาก $\Delta p_{i_\theta} = p_{i_\theta} - \hat{p}_{i_\theta}$

2. คำนวณค่าสัมประสิทธิ์ค่าที่แก้ไขจาก $\alpha_{i_\theta} = \sum_{j=1}^N w_{ij_\theta}^2$

3. ทำการซ้ำในข้อที่1และ2จนครบทุกเส้นรังสีที่อยู่ในมุมของการฉายรังสีที่ θ

- กำหนดให้ N_{c_j} เป็นจำนวนเส้นรังสีที่ผ่านเซลล์ที่ j^{th} และตรงกันกับ w_{ij_θ} และ Δp_{i_θ}
- สำหรับแต่ละเซลล์ที่ j^{th} จะทำการปรับปรุงค่าของผลเฉลยด้วยผลรวมเฉลี่ยของค่าที่แก้ไขดังสมการ

$$\hat{f}_j^{new} = \hat{f}_j^{old} + \lambda \frac{\sum_{i=1}^{N_{c_j}} w_{ij\theta} \Delta p_{i\theta}}{\sum_{i=1}^{N_{c_j}} w_{ij\theta}} \quad (4.10)$$

- ทำซ้ำในขั้นตอนข้างต้นจนครบทุกมุมของการฉายรังสี เป็นการเสร็จการคำนวณอิทเทอร์ชันที่ k^{th}

4.4 ทฤษฎีของคาร์แมค (Kaczmarz Method)

ทฤษฎีของคาร์แมค(Kaczmarz Method) เป็นทฤษฎีที่ใช้ในการหาผลเฉลยของระบบสมการเชิงเส้นที่มีรูปแบบดังสมการ (4.11)

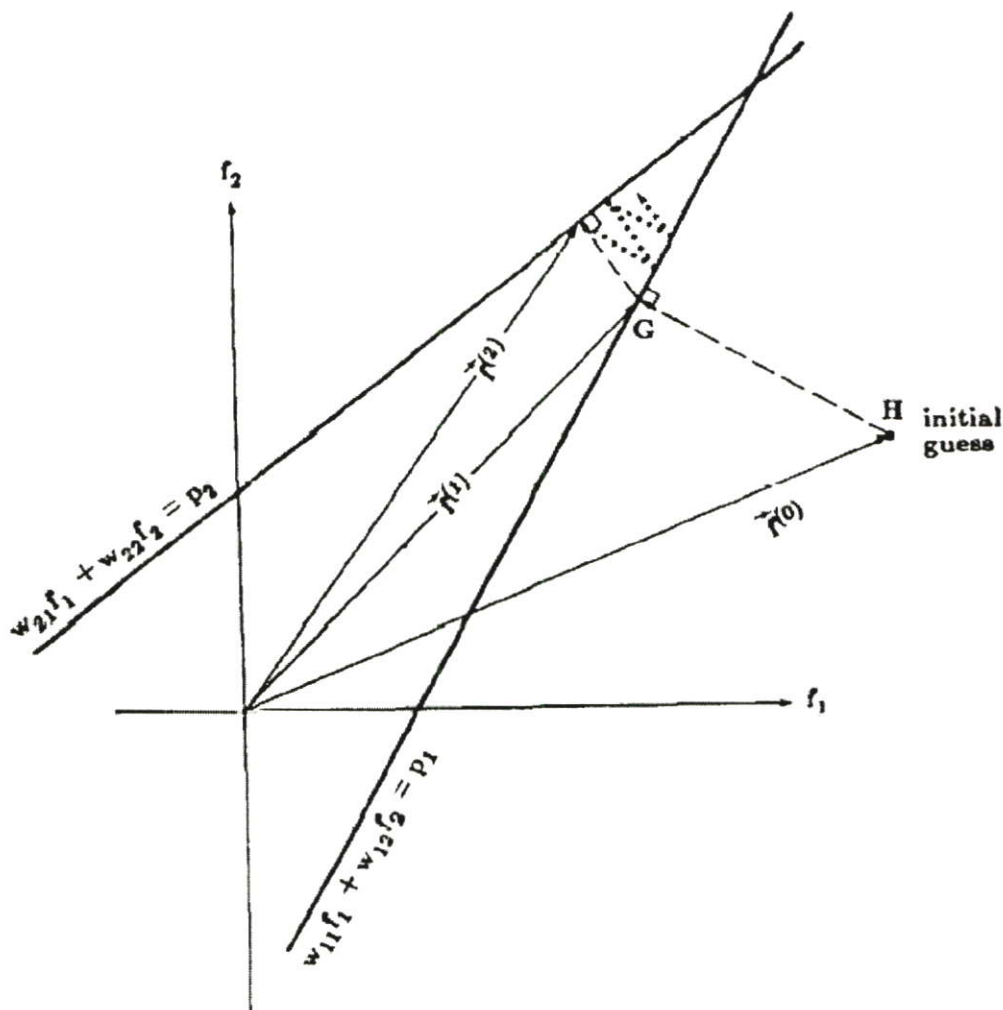
$$\begin{aligned} w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + \dots + w_{1N}f_N &= p_1 \\ w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + \dots + w_{2N}f_N &= p_2 \\ &\vdots \\ w_{M1}f_1 + w_{M2}f_2 + \dots + w_{MN}f_N &= p_M \end{aligned} \quad (4.11)$$

โดยผลเฉลยที่ถูกแทนด้วย (f_1, f_2, \dots, f_N) จะถูกพิจารณาว่าเป็นจุดในสเปซ(Space) N มิติ ในสเปซดังกล่าวแต่ละสมการจะแทน Hyperplane เมื่อระบบสมการสามารถหาผลเฉลยที่เป็นหนึ่งเดียว(Unique Solution) จุดตัดของHyperplane ทั้งหมดจะเป็นจุดจุดเดียวและเป็นค่าผลเฉลยของสมการ(Solution) เพื่อที่จะให้เห็นชัดถึงแนวคิดดังกล่าวเราได้แสดงให้เห็นในภาพ 4.2 ซึ่งเป็นกรณีที่เรามีตัวแปรแค่สองตัว f_1 และ f_2 และมีความสัมพันธ์ดังนี้

$$\begin{aligned} w_{11}f_1 + w_{12}f_2 &= p_1 \\ w_{21}f_1 + w_{22}f_2 &= p_2 \end{aligned} \quad (4.12)$$

ในวิธีของ Kaczmarz เราต้องทำการเดาคำตอบเบื้องต้น ให้การเดานี้คือ $f_1^{(0)}, f_2^{(0)}, \dots, f_N^{(0)}$ การเดาสามารถเขียนแทนแบบเวกเตอร์ได้เป็น $\vec{f}^{(0)}$ ในในสเปซ (Space) N มิติ การเดาเบื้องต้นนี้จะถูกโปรเจกไปบน Hyperplane ซึ่งก็คือสมการแรกใน(4.12)ได้เป็น $\vec{f}^{(1)}$ ดังแสดงในรูป 4.2 สำหรับกรณีสองมิติ การคำนวณในขั้นตอนแรกนี้จะทำโดยใช้สูตร

$$\vec{f}^{(1)} = \vec{f}^{(0)} - \frac{(\vec{w}_1 \cdot \vec{f}^{(0)} - p_1)}{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1} \vec{w}_1 \quad (4.13)$$



รูปที่ 4.2 ภาพแสดงการใช้ทฤษฎีของคาร์แมคในการแก้ระบบสมการ 2 ตัวแปร

โดยที่ $\vec{w}_i = (w_{i1}, w_{i2})$ คือสัมประสิทธิ์ของสมการแรกใน (4.12) การพิสูจน์ (4.13) ทำได้โดยการเขียน (4.12) ใหม่ดังนี้

$$\vec{w}_i \cdot \vec{f} = p_i \quad (4.14)$$

โดย Hyperplane ของสมการนี้ตั้งฉากกับเวกเตอร์ \vec{w}_i ดังแสดงในรูป 4.3 สมการนี้กล่าวว่าโปรเจกชันของเวกเตอร์ \vec{OC} (สำหรับจุดใดๆใน Hyperplane) บนเวกเตอร์ \vec{w}_i ที่มีความยาวคงที่เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วย \vec{OU} บน \vec{w}_i คือ

$$\vec{OU} = \frac{\vec{w}_i}{\sqrt{\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i}} \quad (4.15)$$

แทนค่า (4.15) และ (4.15) ลงใน (4.18) เราได้

$$|\vec{HG}| = \frac{\vec{f}^{(0)} \cdot \vec{w}_1 - p_1}{\sqrt{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1}} \quad (4.19)$$

เนื่องจากทิศทางของ \vec{GH} เหมือนกับเวกเตอร์หนึ่งหน่วย \vec{OU} เราสามารถเขียน

$$\vec{HG} = |\vec{HG}| \vec{OU} = \frac{\vec{f}^{(0)} \cdot \vec{w}_1 - p_1}{\sqrt{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1}} \quad (4.20)$$

แทนค่า (4.20) ลงใน (4.17) เราจะได้ (4.13)

หลังจากได้ $\vec{f}^{(1)}$ เราทำการโปรเจกต์ $\vec{f}^{(1)}$ บน Hyperplane ซึ่งคือสมการที่สองของ (4.12) ซึ่งจะได้เป็น $\vec{f}^{(2)}$ ดังแสดงในรูป 4.2 ขบวนการ Process ก็ทำซ้ำสำหรับ Hyperplane ต่อๆ ไป การโปรเจกต์บน Hyperplane ที่ j^{th} สามารถได้จากการโปรเจกต์ชั้นบน Hyperplane ที่ $(j-1)^{\text{th}}$ ดังนี้

$$\vec{f}^{(j)} = \vec{f}^{(j-1)} - \frac{(\vec{w}_j \cdot \vec{f}^{(j-1)} - p_j)}{\vec{w}_j \cdot \vec{w}_j} \vec{w}_j \quad (4.21)$$

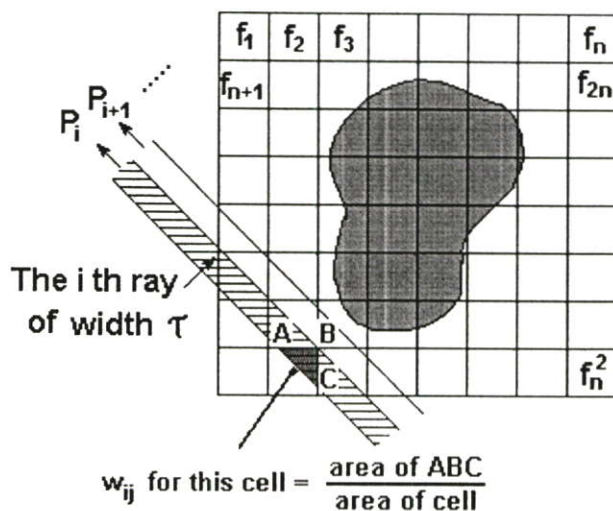
โดยที่ $\vec{w}_j = (w_{j1}, w_{j2}, \dots, w_{jN})$

ขบวนการ (Process) ของการทำโปรเจกต์ชั้นบน Hyperplane ต่างกันจะดำเนินต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งเราได้ $\vec{f}^{(M)}$ ซึ่งคือการโปรเจกต์ชั้นของสมการสุดท้ายของ (4.11) จากนั้นก็จะทำการวนซ้ำโดยการโปรเจกต์ชั้น $\vec{f}^{(M)}$ ไปบน Hyperplane อันแรก ตัวอย่างของสองมิติแสดงในรูป 4.2 การโปรเจกต์ $\vec{f}^{(2)}$ บน Hyperplane อันแรกได้เป็น $\vec{f}^{(3)}$ ขบวนการ (Process) จะดำเนินต่อไปจนกระทั่งทั้งหมดของ M Hyperplane ได้มีการวนผ่าน (Cycled) เพื่อได้เป็น $\vec{f}^{(2M)}$ การทำซ้ำครั้งที่สองก็เกิดขึ้นจากการโปรเจกต์ $\vec{f}^{(2M)}$ ไปบน Hyperplane อันแรกเป็นเช่นนี้เรื่อยๆ ไป Tanabe [16] ได้แสดงว่าถ้าค่าของสมการที่เป็นหนึ่งเดียว (Unique Solution) \vec{f}_s ของระบบใน (4.11) สามารถหาได้แล้ว

$$\lim_{k \rightarrow \infty} \vec{f}^{(kM)} = \vec{f}_s \quad (4.22)$$

4.5 การคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก(Weighing factor)

ในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิตนั้น การคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนักมีความสำคัญเป็นอย่างมาก ซึ่งในการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานกับการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงรูปกรวยนั้นก็มีส่วนที่ต่างกันเฉพาะการหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก ส่วนการคำนวณในช่วงของการอิทธิพลจะเหมือนกัน ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงเฉพาะการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนักที่ใช้กับทางเดินแสงแบบขนาน



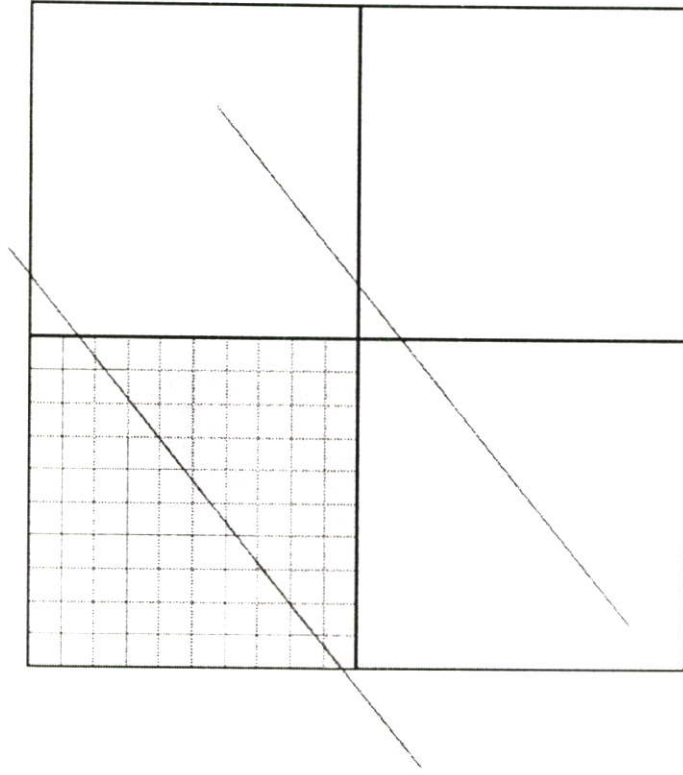
รูปที่ 4.4 ภาพแสดงการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก

จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่าค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก(w_{ij}) จะเป็นอัตราส่วนระหว่างพื้นที่ของเซลล์ที่ j ที่แสงเส้นที่ i ผ่านกับพื้นที่ของเซลล์ที่ j ดังสมการ

$$W_{ij} = \frac{\text{area of } ABC}{\text{area of cell}} \quad (4.23)$$

ซึ่งจะเห็นว่าสิ่งที่คำนวณหาค่าพื้นที่ของสามเหลี่ยม ABC ของแต่ละเซลล์ที่แสงผ่านนั้นเป็นการคำนวณที่ยู่ยากในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ทำการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนักโดยทำการแบ่งเซลล์แต่ละเซลล์ออกเป็นเซลล์ย่อยๆ แล้วทำการคำนวณหาว่าเซลล์ย่อยแต่ละเซลล์อยู่ในเส้นทางที่แสงผ่านหรือไม่

$$W_{ij} = \frac{\text{จำนวนของเซลล์ย่อยที่อยู่ในเส้นทางเดินแสง}}{\text{จำนวนของเซลล์ย่อยทั้งหมด}} \quad (4.24)$$



รูปที่ 4.5 ภาพแสดงตัวอย่างการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก

จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่าเซลล์จะถูกแบ่งเป็น 100 เซลล์ย่อย โดยจะมี 48 เซลล์ย่อยที่อยู่ในเส้นทางเดินแสง ดังนั้นเซลล์นี้มีค่าแฟกเตอร์น้ำหนักมีค่าเท่ากับ $(48/100) = 0.48$

นอกจากนี้ค่าแฟกเตอร์น้ำหนักยังสามารถที่จะคำนวณค่าไว้ล่วงหน้าแล้วเก็บเป็นไฟล์ไว้เพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวางได้โดยไม่ต้องคำนวณใหม่ทุกครั้ง ซึ่งจะช่วยลดเวลาในการคำนวณลงได้

4.6 ทำไมอัลกอริทึมแบบพีชคณิตจึงต้องการจำนวนโปรเจกชันน้อยกว่าวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน

คำถามนี้ได้รับการตอบโดย Guan และ Gordon [18] สำหรับกรณีของการสร้างภาพกลับแบบ 2 มิติโดยใช้ลำแสงแบบขนาน และได้มีการอธิบายถึงในกรณีของการสร้างภาพกลับแบบ 3 มิติโดย Mueller ใน [19]

การสร้างภาพกลับของภาพที่เป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด $n \times n$ ดังนั้นจำนวนเซลล์ทั้งหมดของภาพจะเป็น $N = n^2$ โดยทั่วไปเราจะสมมติให้ขอบเขตของการสร้างภาพกลับเป็นวงกลม โดยพื้นที่นอกวงกลมถือว่าไม่มีข้อมูล ในกรณีนี้เราจะมี $(1/4)\pi n^2$ เซลล์ที่ไม่ทราบค่าและข้อมูล โปรเจกชัน n ค่าต่อโปรเจกชันหนึ่งมุม จากสมการ (4.2) ในการจะหาผลเฉลยของสมการ จำนวนโปรเจกชันของภาพ M_{ART} ต้องการเป็น

$$M_{ART} = \frac{(1/4)\pi n^2}{n} = \frac{\pi n}{4} = 0.785 \cdot n \quad (4.25)$$

จากนั้นมาดูจำนวนโปรเจกชันที่ต้องการสำหรับวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน (FBP) ค่าระยะห่างในการแซมปริงในโดเมนความถี่(Fourier space)ที่น้อยที่สุดเป็น $\Delta\omega = 1/nT_g$ และค่าความถี่สูงสุดเป็น $\omega_{\max} = 1/(2T_g)$ แต่เนื่องจากการแซมปริงเชิงขั้ว (polar sampling)ในโดเมนความถี่จึงทำให้ความหนาแน่นในการแซมปริงลดลงเมื่อออกห่างจากแกน จากอัตราการแซมปริงที่น้อยที่สุด $\Delta\omega$ จะเป็นตัวกำหนดขอบเขตในการคำนวณค่ามุมระหว่างโปรเจกชันที่น้อยที่สุดที่ต้องการสำหรับวิธี FBP ดังสมการ

$$\Delta\varphi_p = \frac{\Delta\omega}{\omega_{\max}} = \frac{2T_g}{nT_g} = \frac{2}{n} \quad (4.26)$$

ดังนั้นจำนวนโปรเจกชันที่ต้องการสำหรับวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันเป็น

$$M_{FBP} = \frac{\pi}{\Delta\varphi_p} = \frac{\pi n}{2} = 1.57 \cdot n \quad (4.27)$$

จะเห็นว่าจำนวนโปรเจกชันที่ต้องการสำหรับวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันเป็นเป็นสองเท่าของจำนวนโปรเจกชันที่ต้องการสำหรับวิธีART

ในการสร้างภาพกลับแบบสามมิติ ปริมาตรที่ต้องการสร้างกลับสี่เหลี่ยมลูกบาศก์มีขนาด $n \times n \times n$ ดังนั้นจำนวนของเซลล์ทั้งหมดของปริมาตรจะเป็น $N = n^3$ เช่นเดียวกันโดยทั่วไปแล้วจะสมมติให้ขอบเขตของการสร้างภาพกลับเป็นทรงกลม เราจะมีเซลล์ที่ไม่ทราบค่า $(1/6)\pi n^3$ เซลล์และข้อมูลโปรเจกชันจำนวน $(1/4)\pi n^2$ ต่อโปรเจกชันหนึ่งมุม ดังนั้นจำนวนโปรเจกชันที่ต้องการ M_{ART3D} เป็น

$$M_{ART3D} = \frac{(1/6)\pi n^3}{(1/4)\pi n^2} = 0.67n \quad (4.28)$$

บทที่ 5

ผลการทดลอง

5.1 บทนำ

จากทั้งหมดที่ผ่านมาได้ทราบถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยซึ่งประกอบด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ วิธีแบคโปรเจกชัน วิธีพีวเดอร์แบคโปรเจกชัน และ การใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลอง ซึ่งจะแบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน คือ การทดลองที่สร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ และการทดลองที่สร้างภาพตัดขวางจากข้อมูลของภาพถ่าย เอ็กซ์เรย์จริง

5.2 การทดลองสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

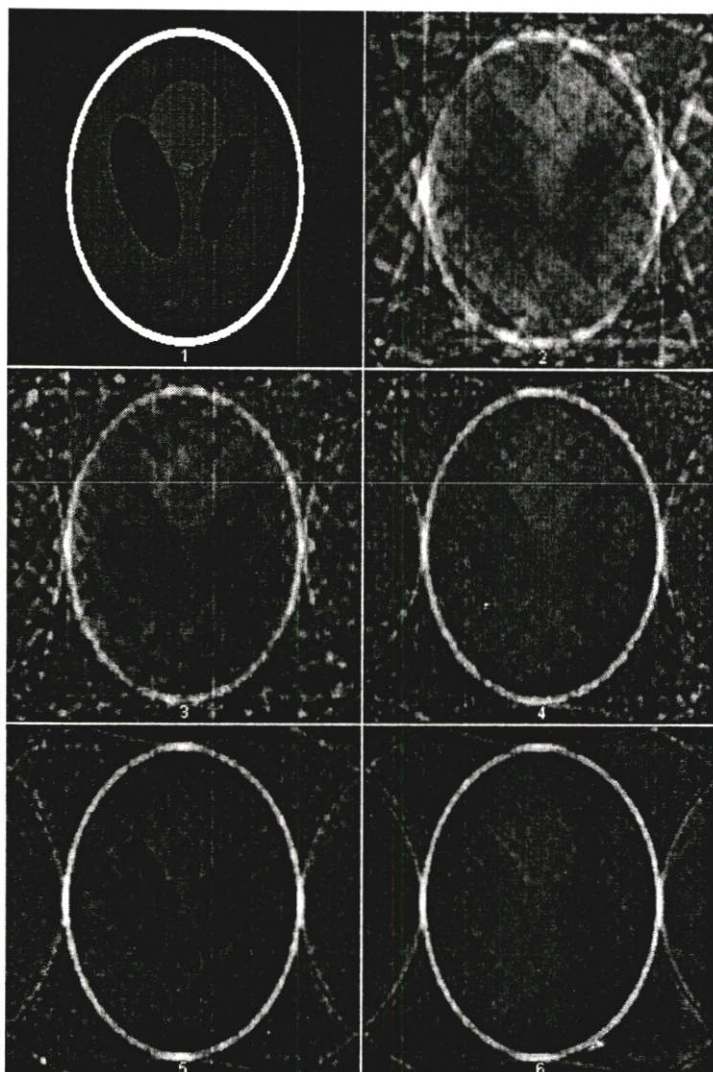
ในการทดลองนี้ได้เลือกที่จะทำการทดลองกับแบบจำลองของ Shepp and Logan Phantom ซึ่งจะเป็นแบบจำลองของสมอง ซึ่งเป็นที่นิยมใช้ในทางการแพทย์ โดยจะทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานจากวิธีการแปลงฟูเรียร์ วิธีแบคโปรเจกชัน วิธีพีวเดอร์แบคโปรเจกชัน และ การใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต (ART, SIRT, SART) โดยที่มีจำนวนของโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ จากนั้นทำการหาค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากวิธีต่างๆ ที่มีจำนวนโปรเจกชันที่ต่างกัน โดยในการหาค่าผิดพลาดจะใช้วิธี Mean-Square Error (MSE) โดยมีสมการดังนี้

$$MSE(\%) = \frac{\iint [o(\vec{r}) - o'(\vec{r})]^2 d\vec{r}}{\iint [o(\vec{r})]^2 d\vec{r}} \times 100 \quad (5.1)$$

โดยที่ $o(\vec{r})$ เป็นภาพต้นฉบับ, $o'(\vec{r})$ เป็นภาพตัดขวางที่ถูกสร้างกลับ และ r เป็นขอบเขตที่สนใจ โดยในการทดลองนี้ได้ทำการทดลองกับคอมพิวเตอร์ Pentium4 1.9 GHz , 256 Mbyte RDRAM และเขียนโดยใช้ภาษา C++

5.2.1 การสร้างตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานโดยวิธีการแปลงฟูเรียร์

เป็นการสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองของ Shepp and Logan โดยวิธีการแปลงฟูเรียร์ที่มีจำนวนของโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ และทำการหาค่าผิดพลาดโดยใช้วิธี MSE



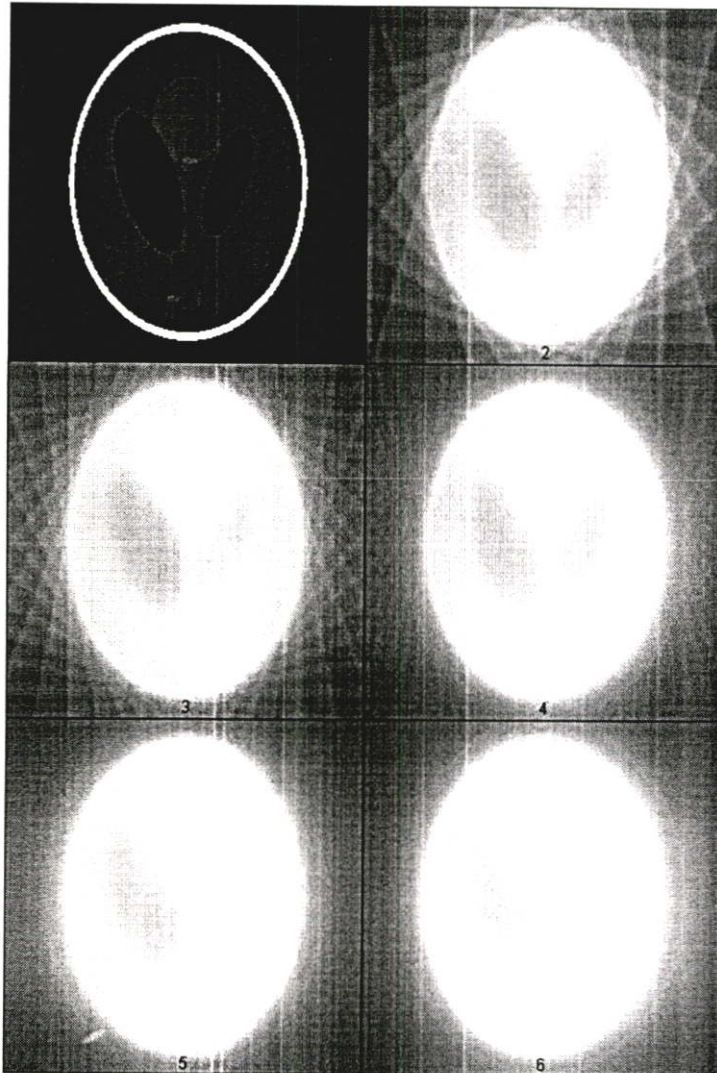
รูปที่ 5.1 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ

ตารางที่ 5.1 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90

จำนวน โปรเจกชัน	12	18	36	60	90
ค่าผิดพลาด (%)	58.24	52.13	46.33	42.68	40.27

5.2.2 การสร้างตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานโดยวิธีแบคโปรเจกชัน

เป็นการสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองของ Shepp and Logan โดยวิธีการแบคโปรเจกชันที่มีจำนวนของโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 ตามลำดับ และทำการหาค่าผิดพลาดโดยใช้วิธี MSE



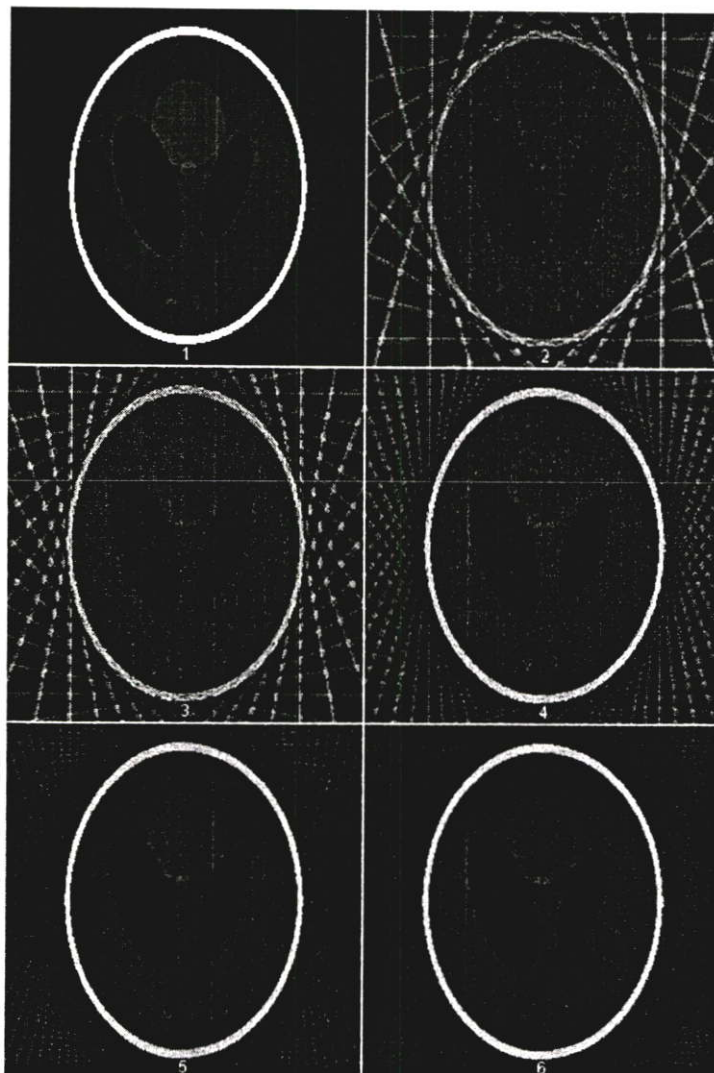
รูปที่ 5.2 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจกชันที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ

ตารางที่ 5.2 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจกชันที่มีจำนวน โปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90

จำนวน โปรเจกชัน	12	18	36	60	90
ค่าผิดพลาด (%)	65.53	65.53	65.52	65.51	65.51

5.2.3 การสร้างตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานโดยวิธีฟูเรียร์แบคโปรเจกชัน

เป็นการสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองของ Shepp and Logan โดยวิธีการฟูเรียร์แบคโปรเจกชันที่มีจำนวนของโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ และทำการหาค่าผิดพลาดโดยใช้วิธี MSE



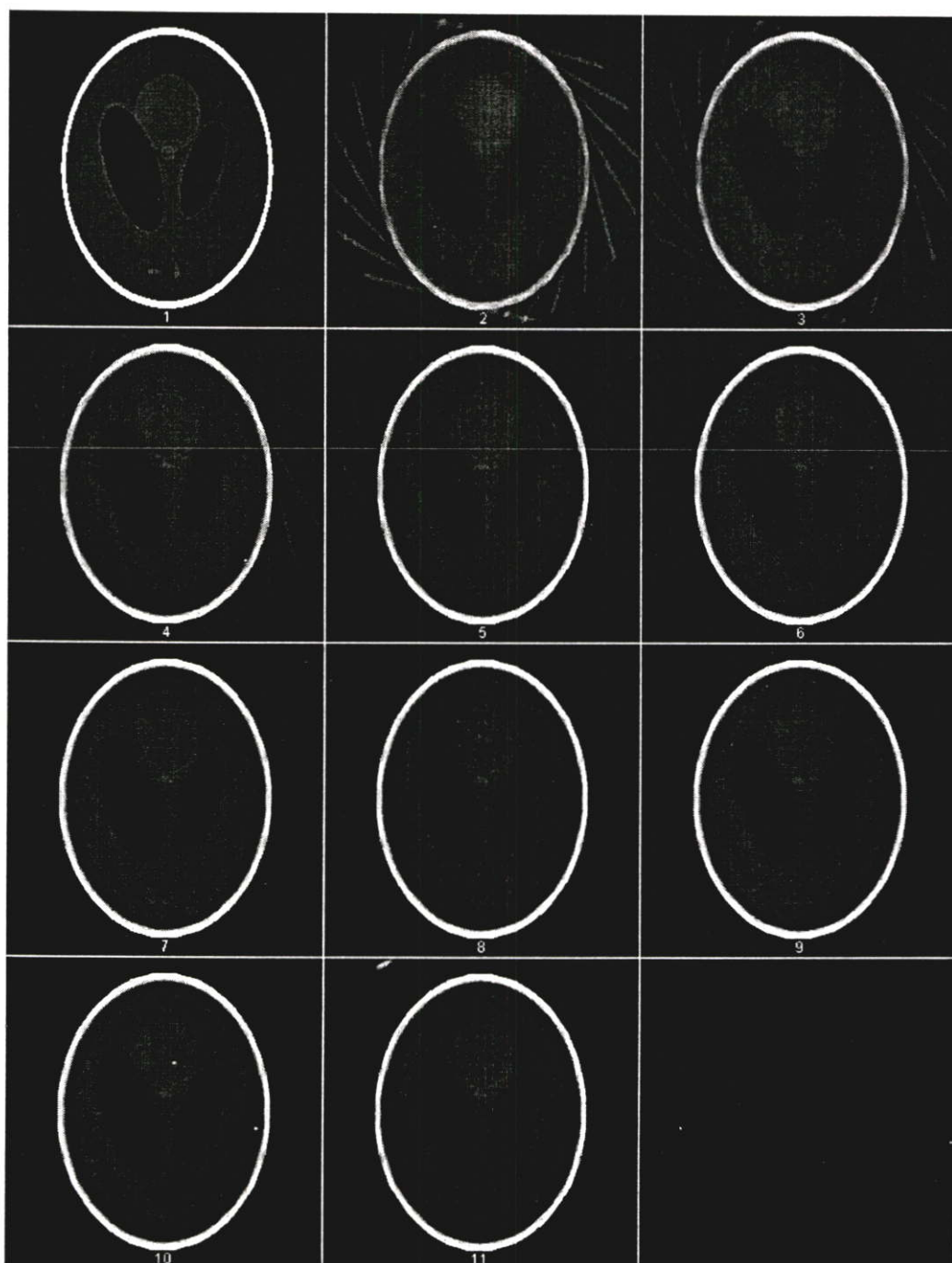
รูปที่ 5.3 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟูเรียร์แบคโปรเจกชันที่มีจำนวนโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชันตามลำดับ

ตารางที่ 5.3 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟูเรียร์แบคโปรเจกชันที่มีจำนวนโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90

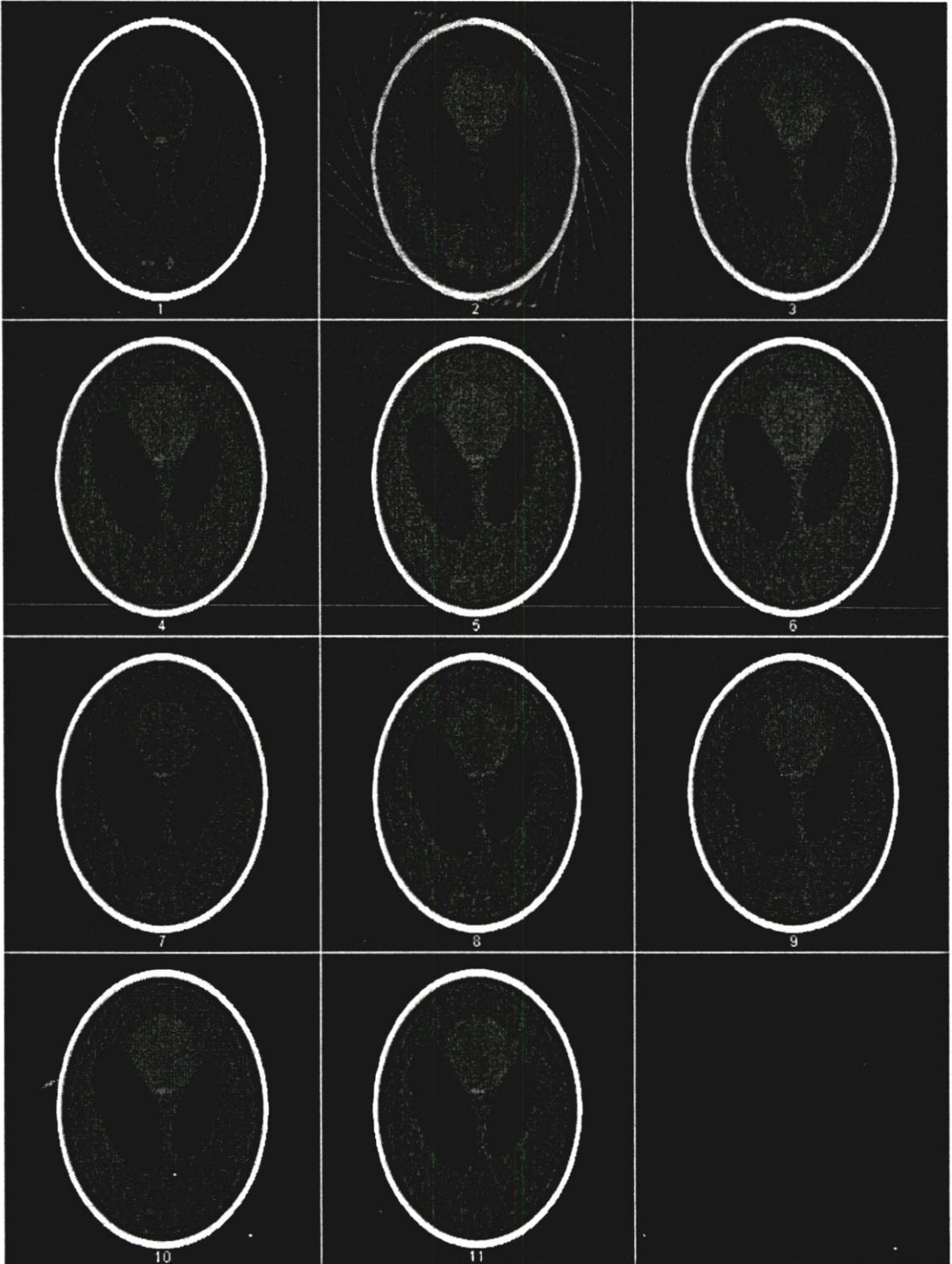
จำนวนโปรเจกชัน	12	18	36	60	90
ค่าผิดพลาด (%)	52.35	39.35	21.14	12.93	9.8

5.2.4 การสร้างตัดขวางที่มีทางเดินแสงแบบขนานโดยใช้อัลกอริทึมแบบพีชคณิต

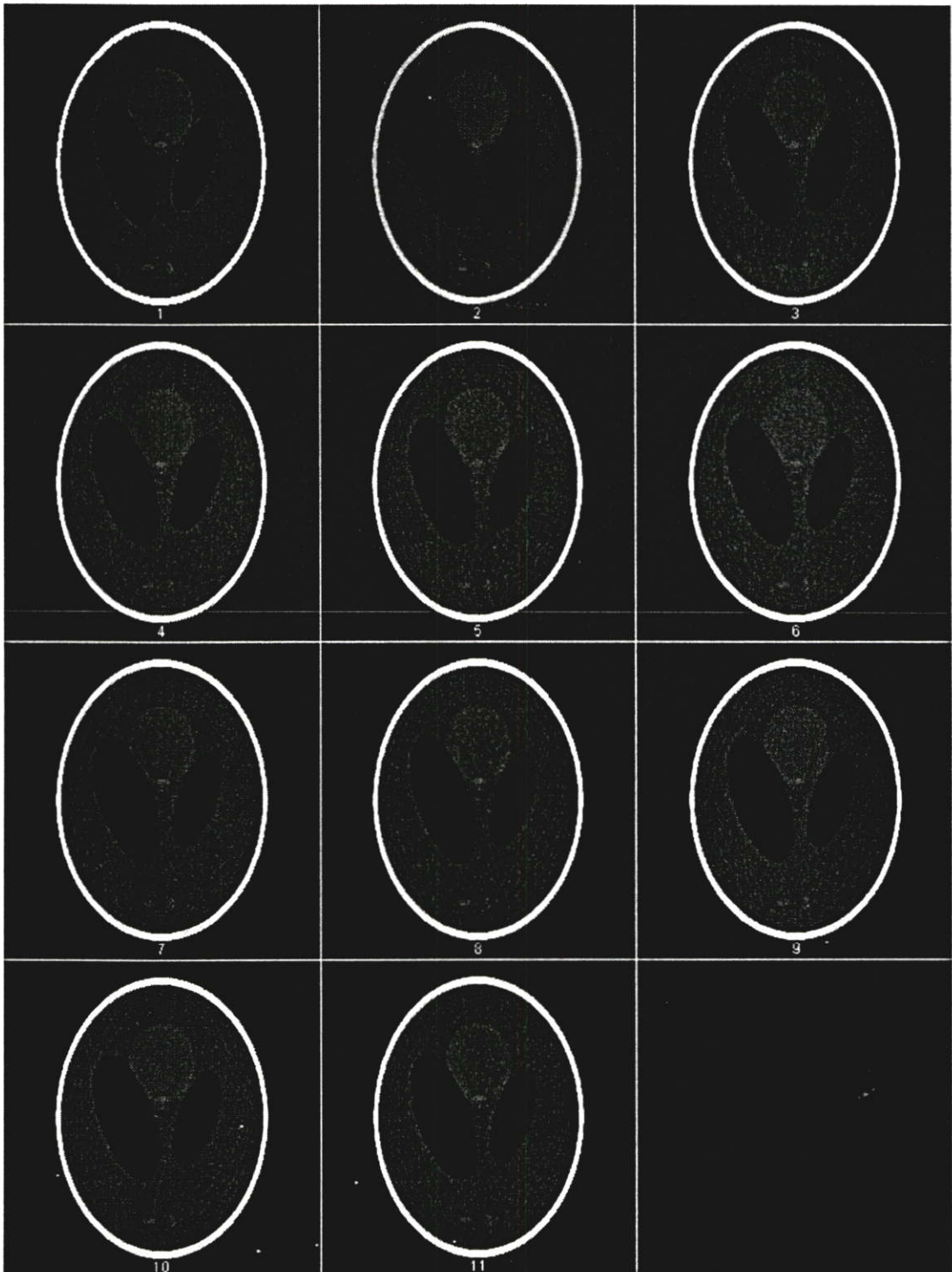
เป็นการสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองของ Shepp and Logan โดยวิธี ART, SIRT และ SART ที่มีจำนวนของโปรเจกชันเป็น 12, 18, 36, 60 และ 90 โปรเจกชัน ที่ใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 ถึง 10 ตามลำดับ และทำการหาค่าผิดพลาดโดยใช้วิธี MSE



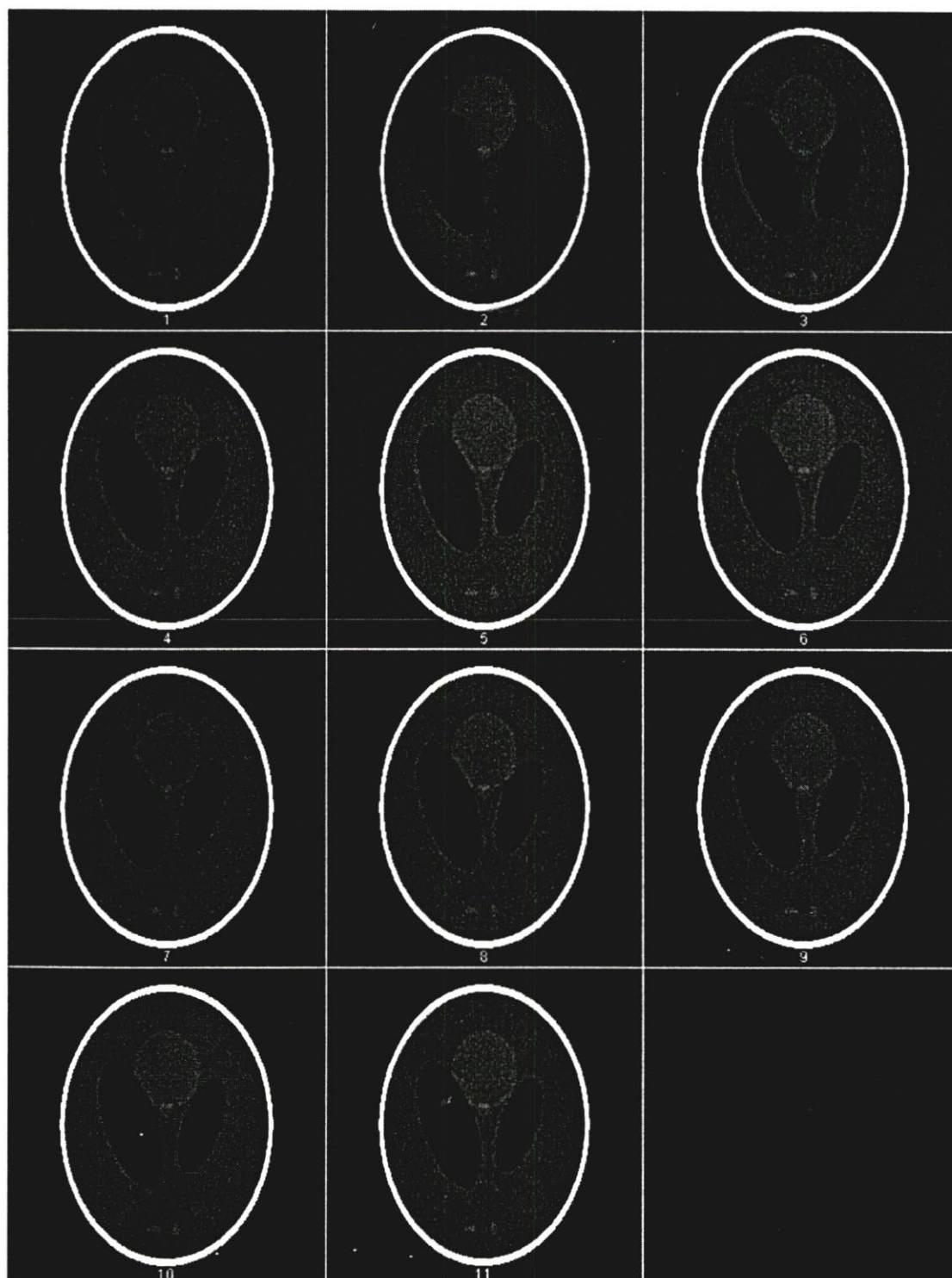
รูปที่ 5.4 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



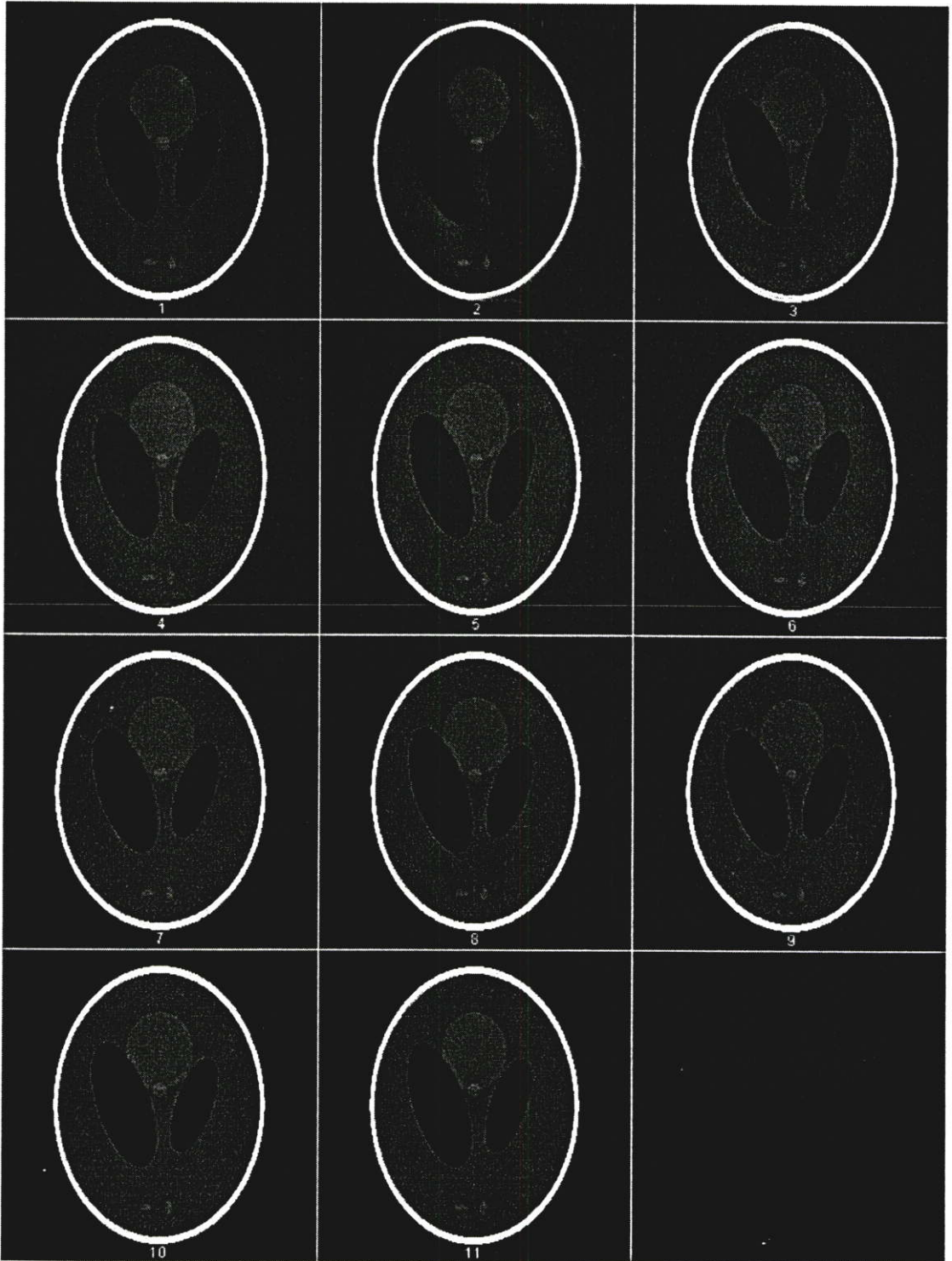
รูปที่ 5.5 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



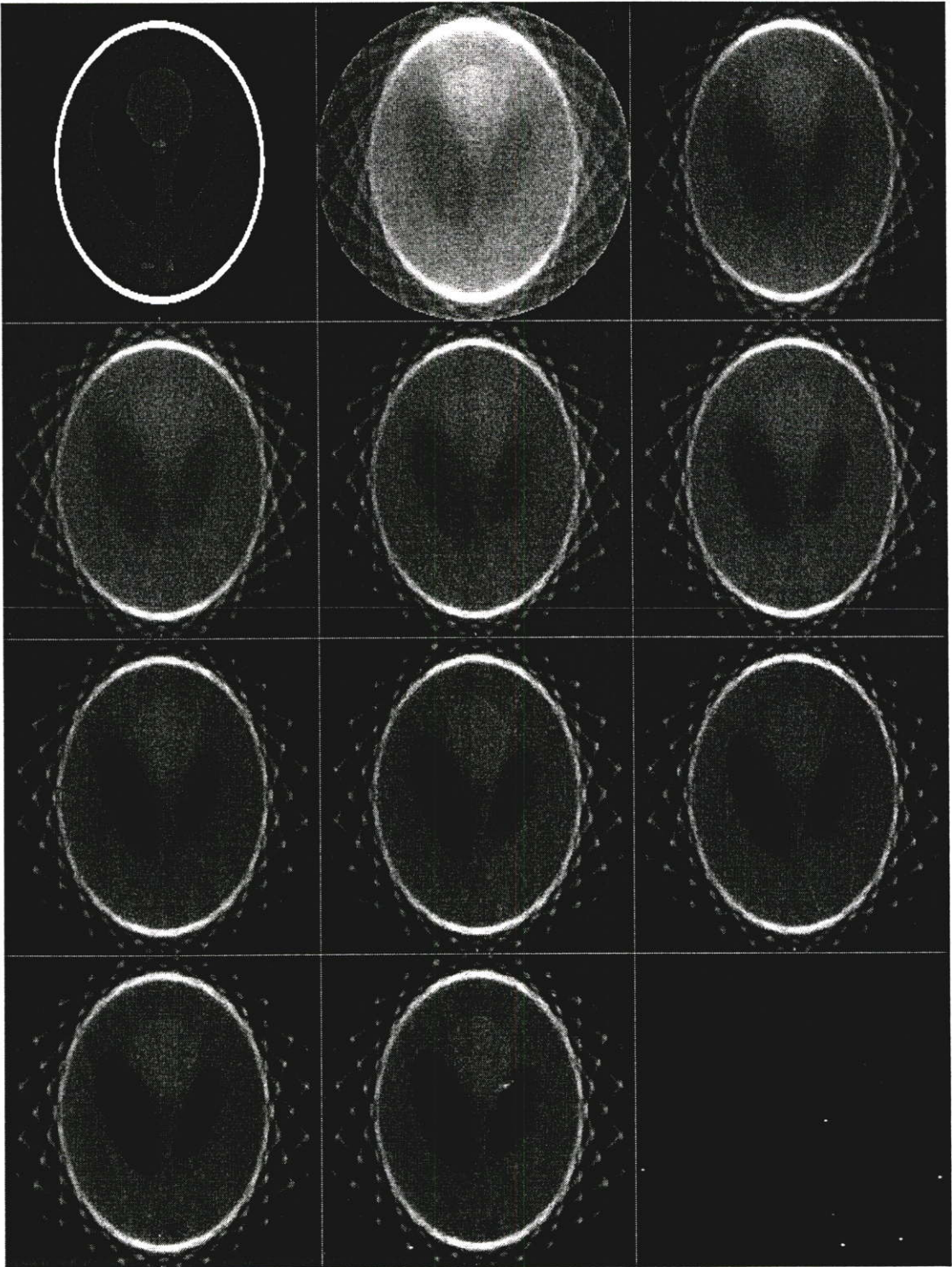
รูปที่ 5.6 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



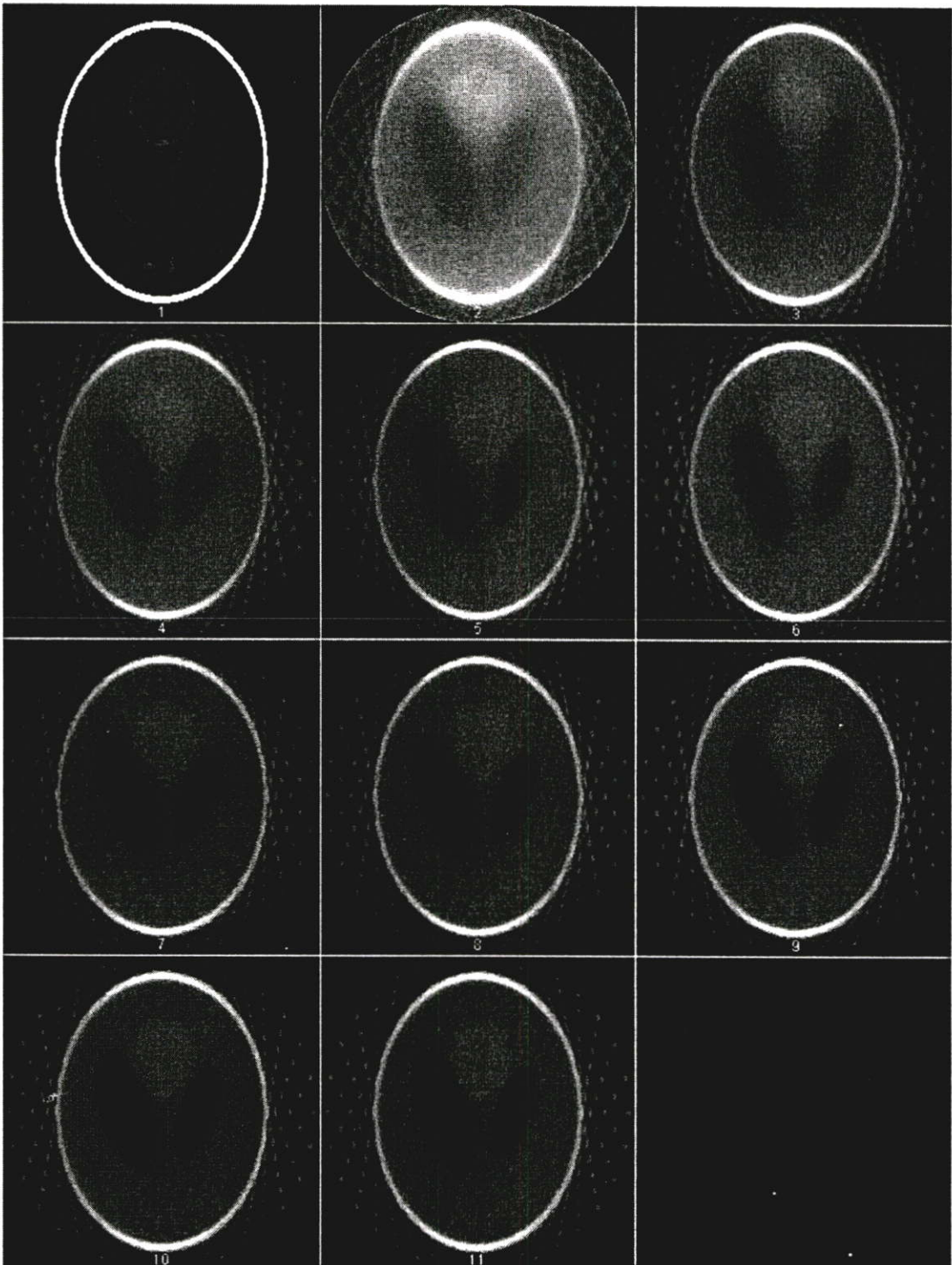
รูปที่ 5.7 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



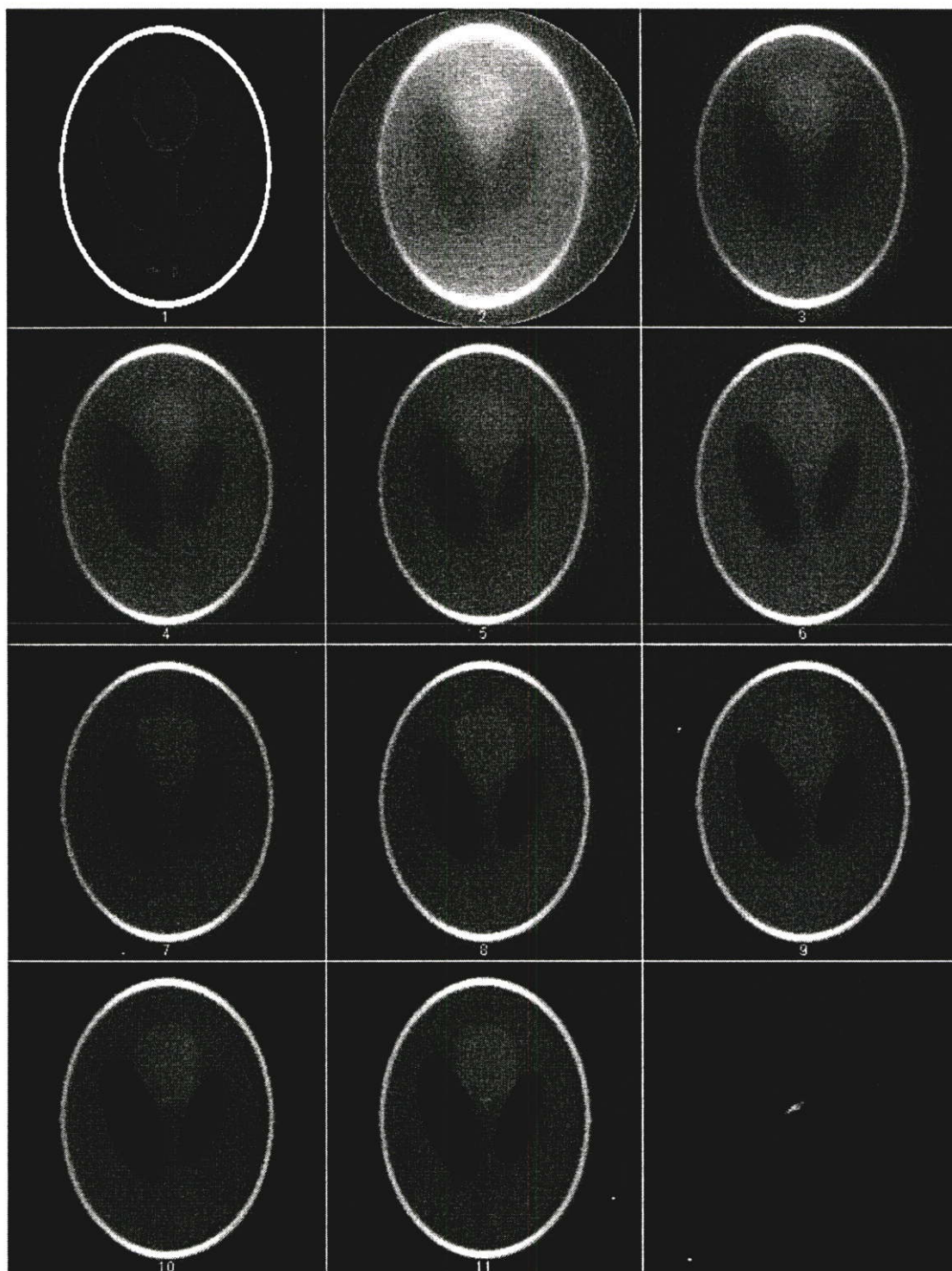
รูปที่ 5.8 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี ART จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



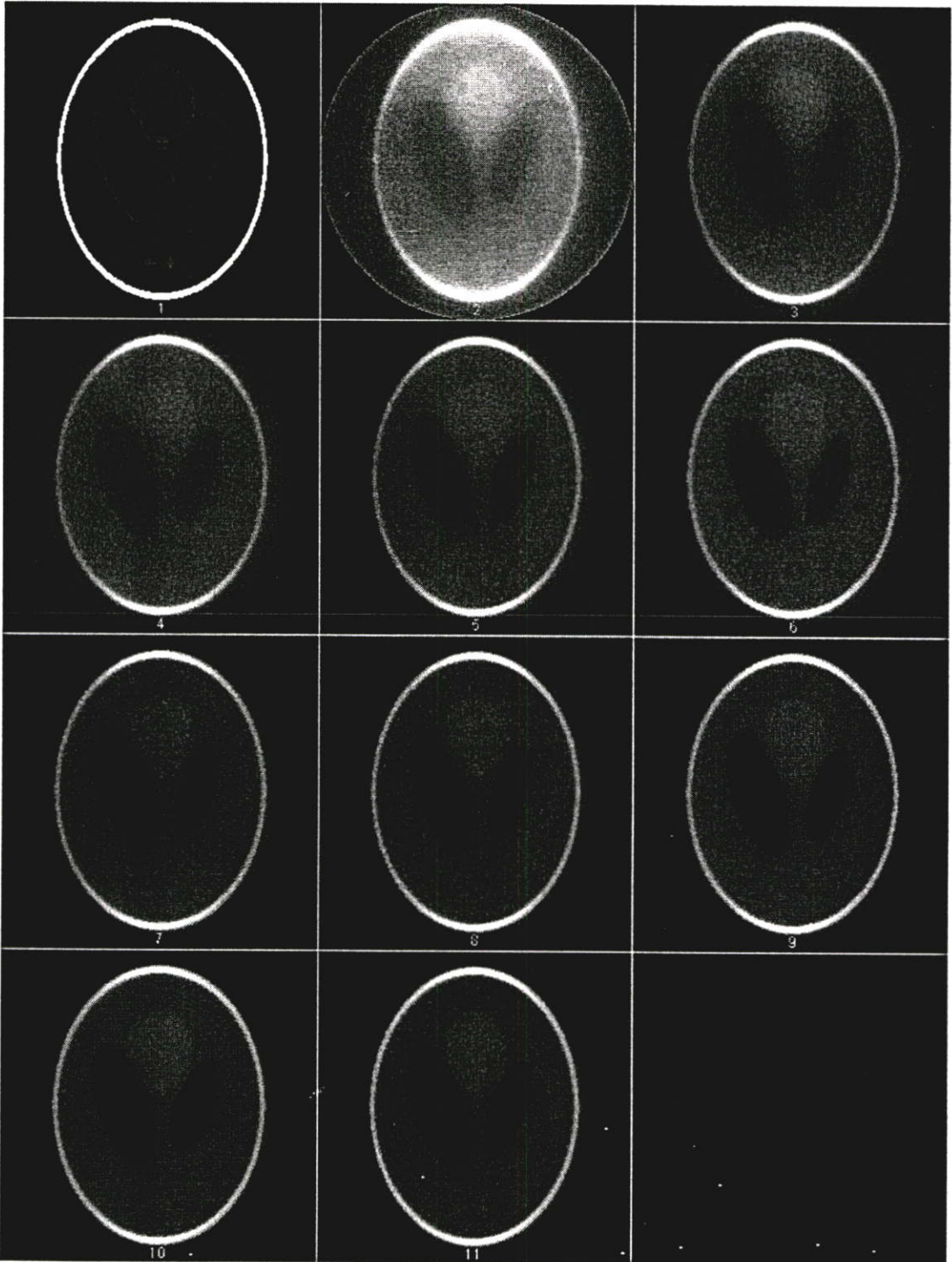
รูปที่ 5.9 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



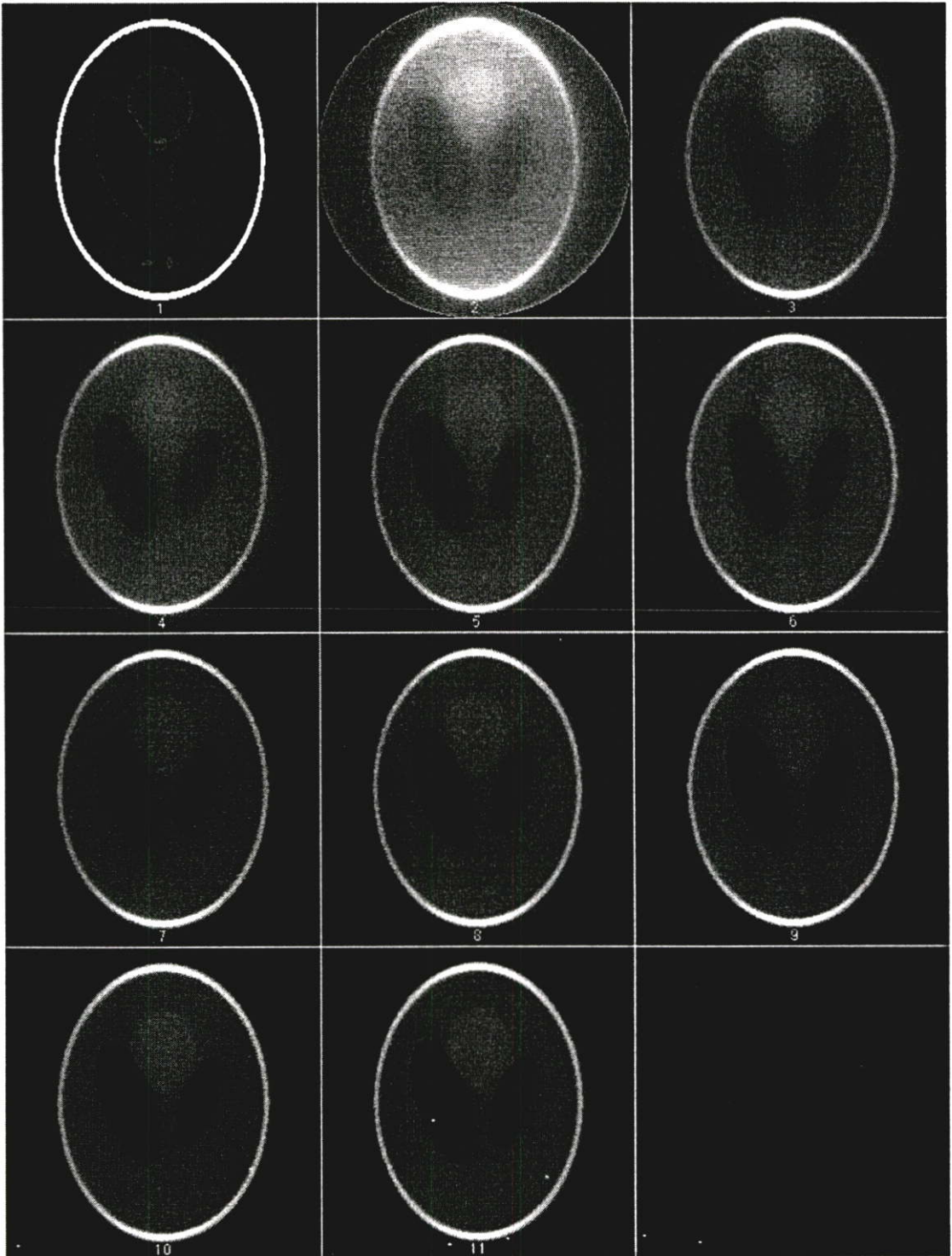
รูปที่ 5.10 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



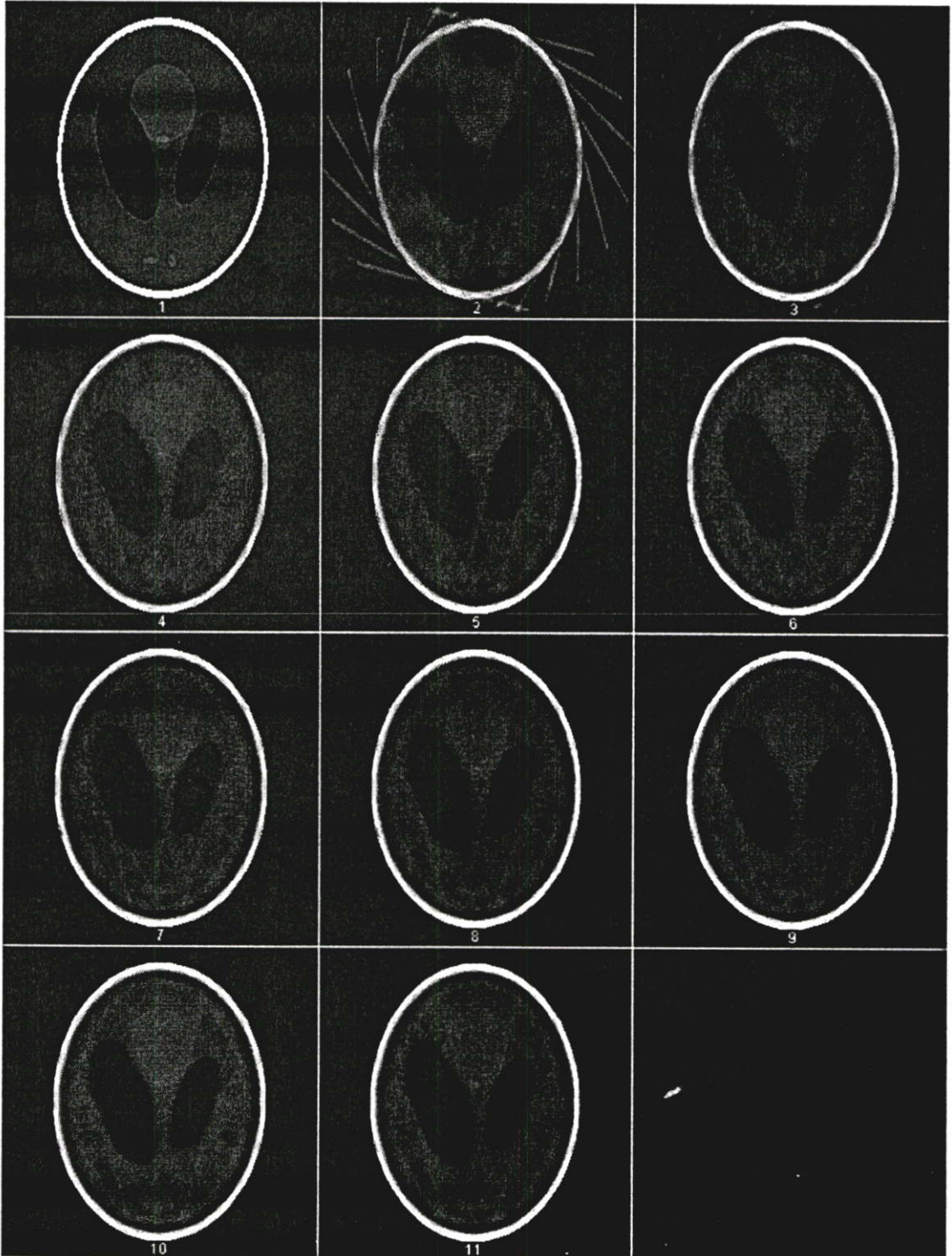
รูปที่ 5.11 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



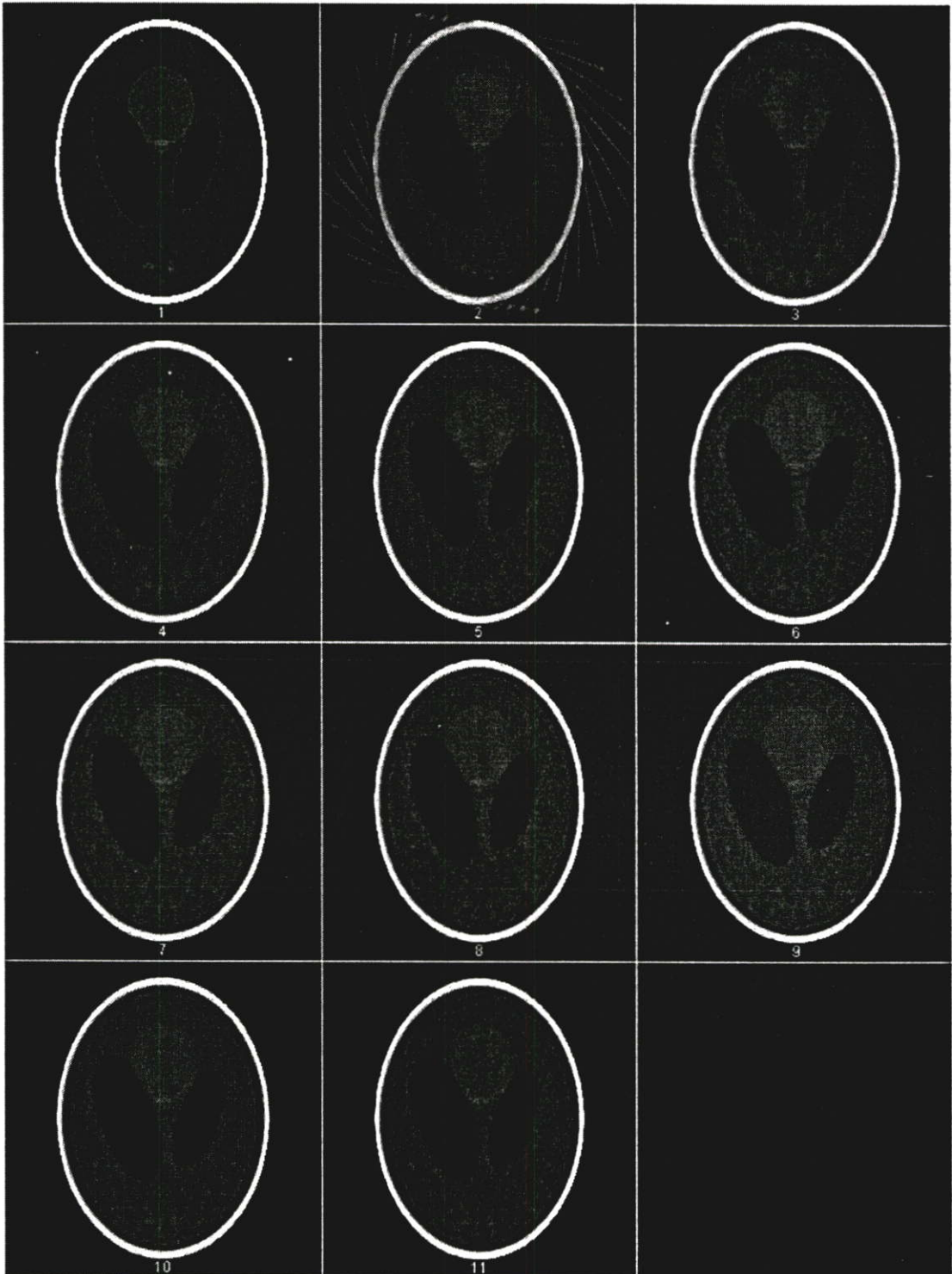
รูปที่ 5.12 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



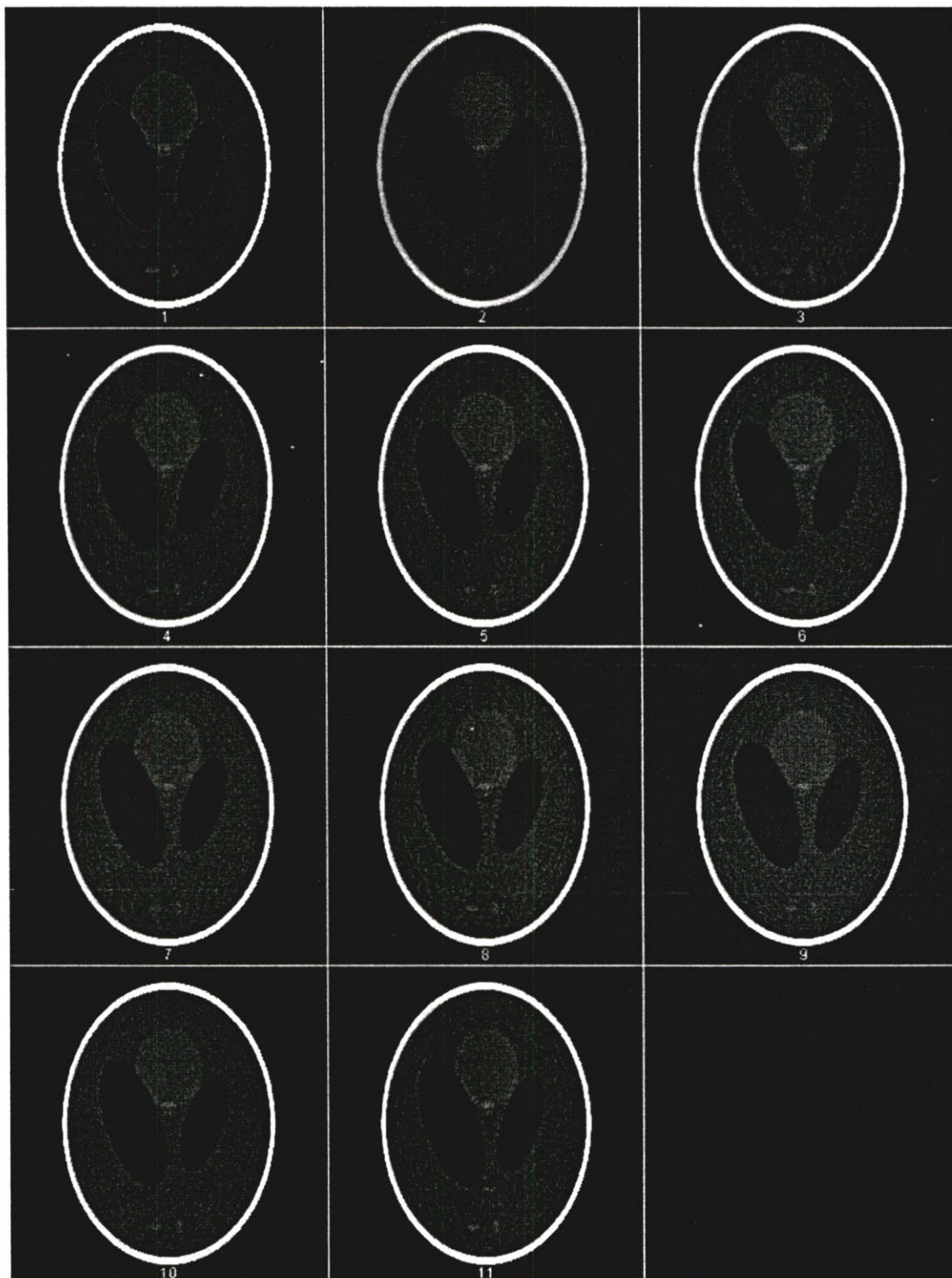
รูปที่ 5.13 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SIRT จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



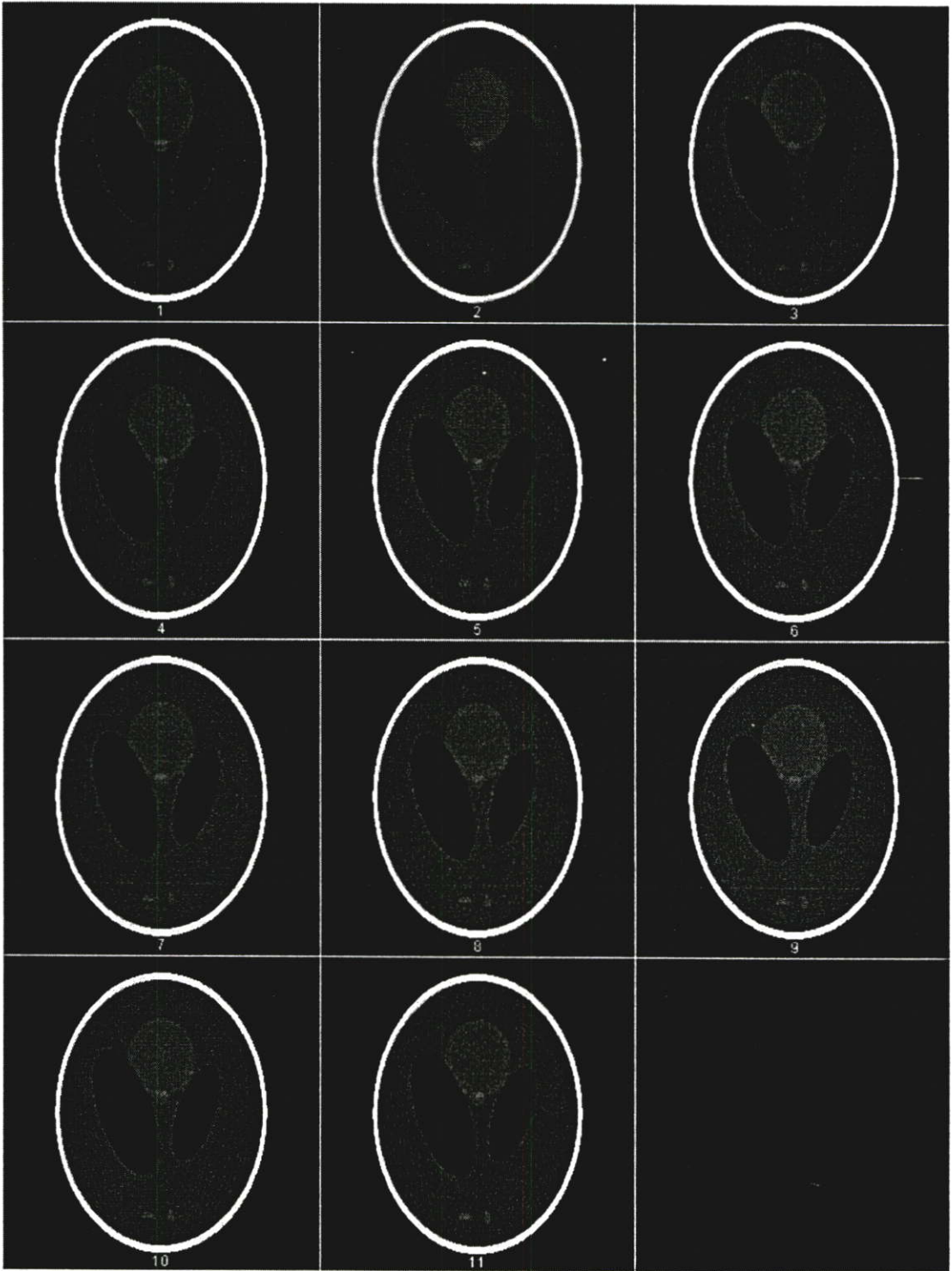
รูปที่ 5.14 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SART จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



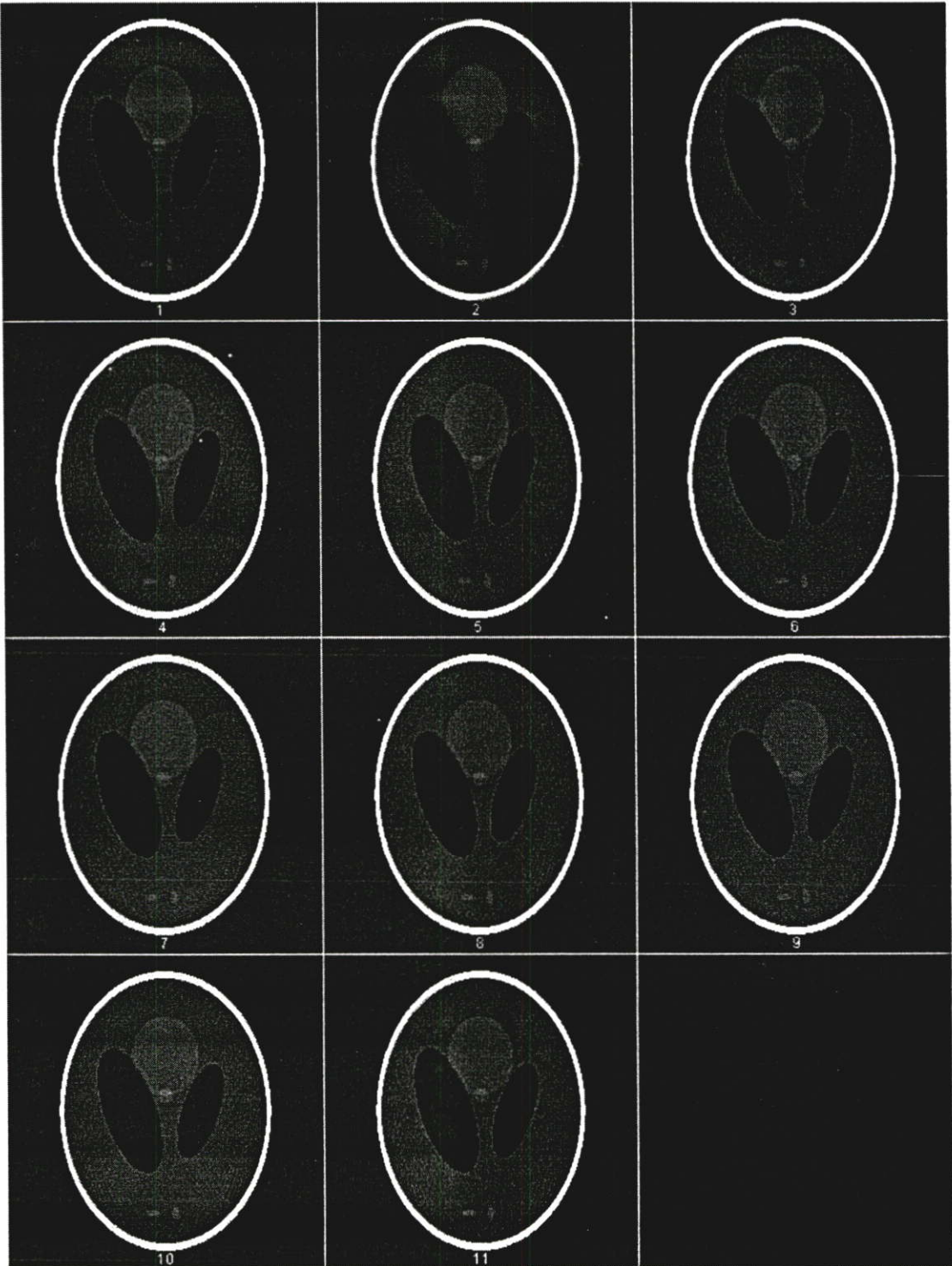
รูปที่ 5.15 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SART จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



รูปที่ 5.16 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SART จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



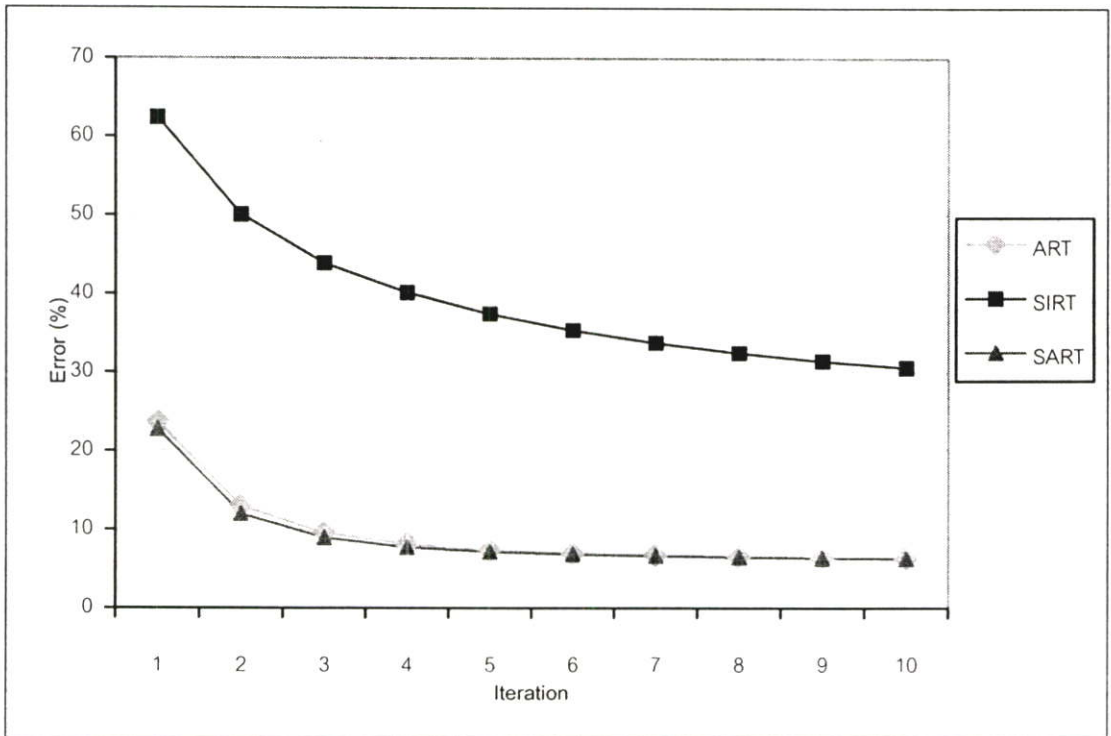
รูปที่ 5.17 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SART จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ



รูปที่ 5.18 ภาพแสดงรูป Shepp and Logan (ต้นฉบับ) และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธี SART จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1 – 10 ตามลำดับ

ตารางที่ 5.4 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10

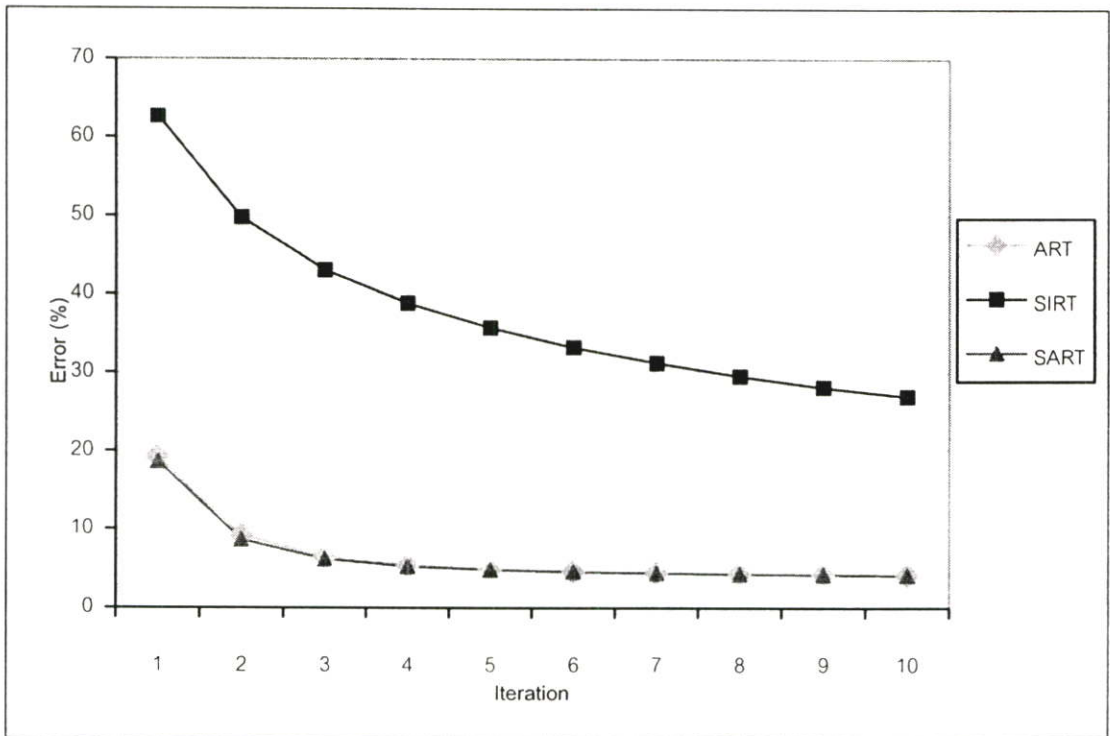
Iteration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ART	23.73	13.00	9.60	8.15	7.43	7.01	6.74	6.55	6.41	6.30
SIRT	62.36	50.07	43.92	40.16	37.46	35.36	33.74	32.43	31.37	30.50
SART	22.77	12.01	8.97	7.76	7.19	6.86	6.64	6.48	6.36	6.27



รูปที่ 5.19 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 12 โปรเจกชัน

ตารางที่ 5.5 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10

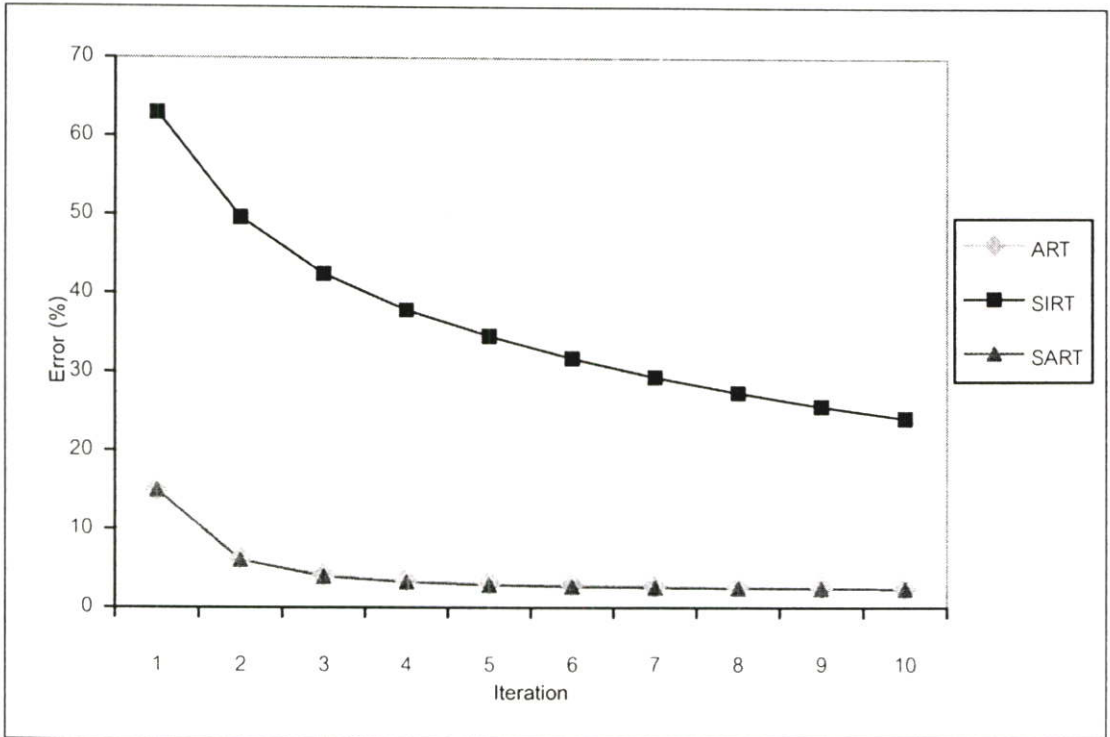
Iteration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ART	19.24	9.24	6.52	5.46	4.95	4.67	4.48	4.35	4.26	4.19
SIRT	62.63	49.76	43.04	38.85	35.71	33.21	31.19	29.50	28.09	26.89
SART	18.67	8.69	6.19	5.28	4.85	4.61	4.46	4.35	4.25	4.17



รูปที่ 5.20 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 18 โปรเจกชัน

ตารางที่ 5.6 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10

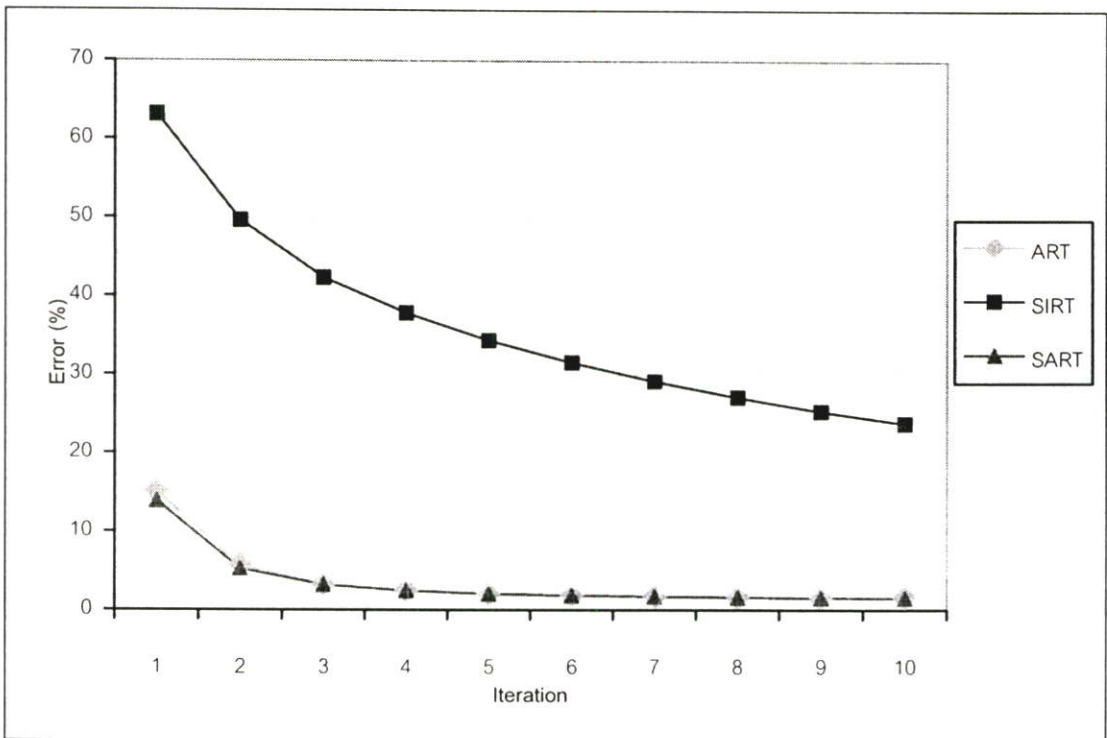
Iteration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ART	14.96	6.27	4.22	3.50	3.14	2.94	2.80	2.69	2.61	2.55
SIRT	62.93	49.62	42.46	37.88	34.52	31.74	29.39	27.39	25.65	24.13
SART	14.95	6.04	3.94	3.22	2.87	2.68	2.56	2.47	2.41	2.36



รูปที่ 5.21 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 36 โปรเจกชัน

ตารางที่ 5.7 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิทเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10

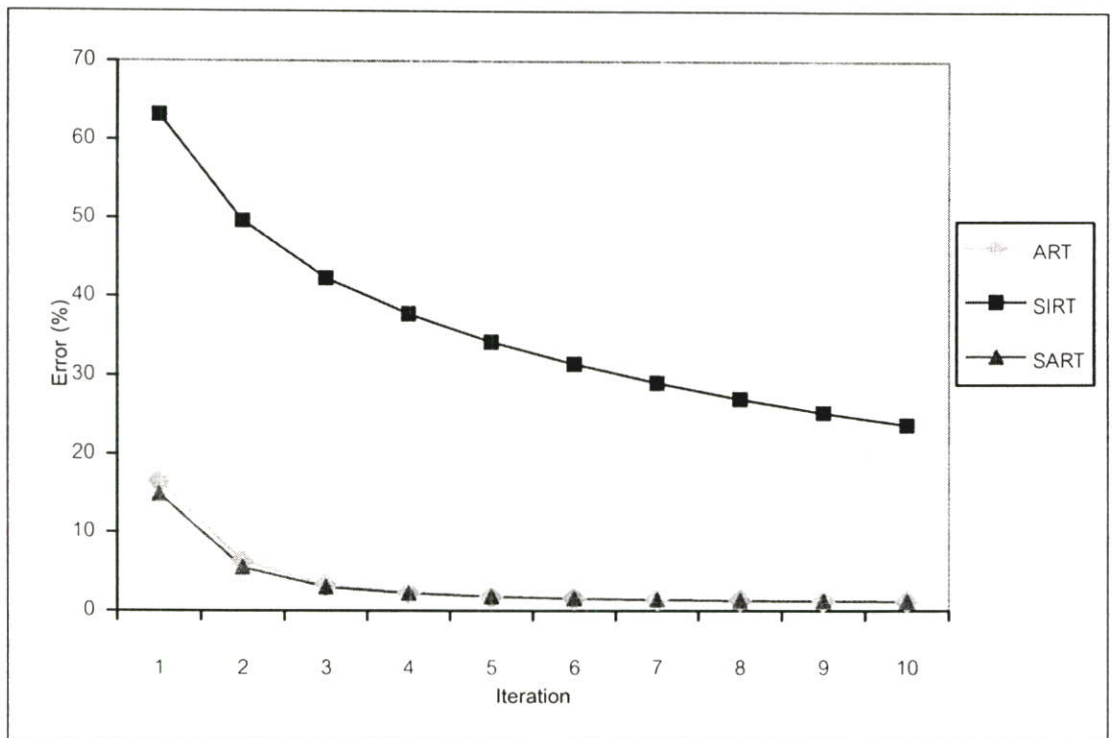
Iteration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ART	15.12	5.73	3.21	2.47	2.11	1.91	1.79	1.70	1.63	1.58
SIRT	63.09	49.63	42.35	37.86	34.32	31.51	29.11	27.07	25.29	23.72
SART	13.86	5.27	3.16	2.43	2.01	1.80	1.68	1.58	1.53	1.48



รูปที่ 5.22 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 60 โปรเจกชัน

ตารางที่ 5.8 ตารางเปรียบเทียบค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน โดยใช้จำนวนอิตเทอเรชันตั้งแต่ 1- 10

Iteration	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ART	16.53	6.33	3.26	2.33	1.82	1.57	1.44	1.33	1.27	1.21
SIRT	63.17	49.65	42.33	37.83	34.28	31.47	29.07	27.03	25.24	23.67
SART	14.83	5.53	3.01	2.23	1.80	1.56	1.41	1.30	1.24	1.18

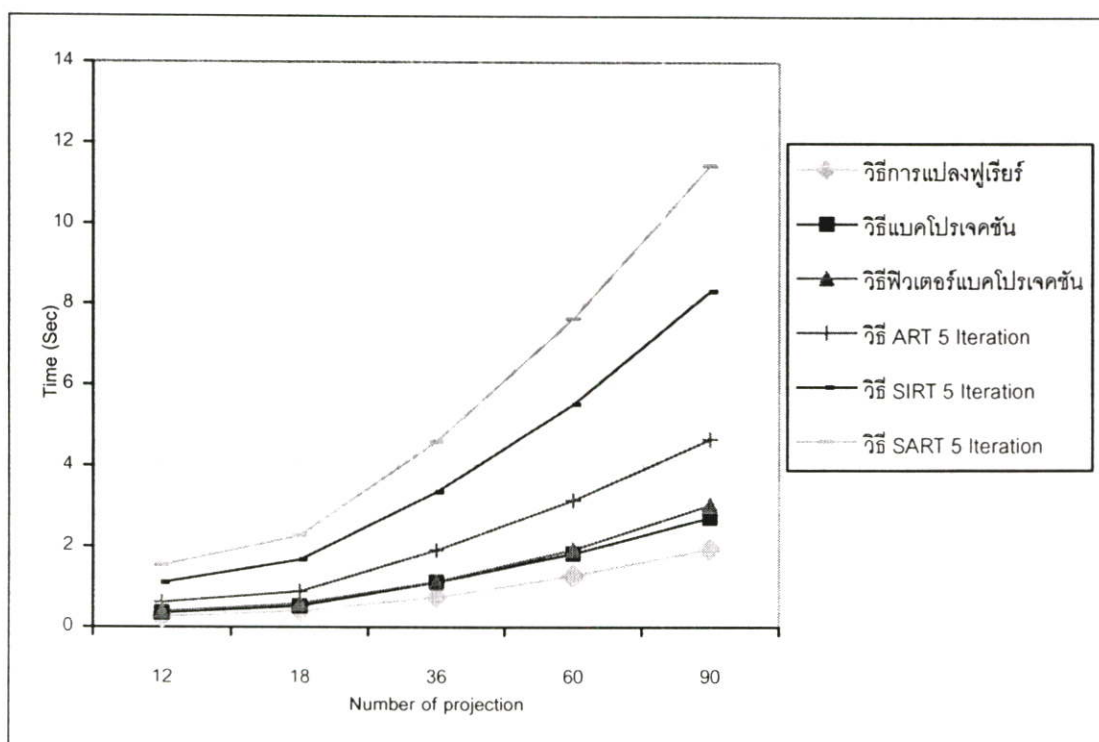


รูปที่ 5.23 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากอัลกอริธึมแบบพีชคณิต จากข้อมูล 90 โปรเจกชัน

ตารางที่ 5.9 ตารางเปรียบเทียบระยะเวลา(วินาที)ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางที่มีขนาด 256x256 พิกเซล จำนวน 1 สไลด์

วิธีการสร้างภาพตัดขวาง	จำนวน โปรเจกชัน				
	12	18	36	60	90
วิธีการแปลงฟูเรียร์	0.26	0.41	0.74	1.28	1.93
วิธีแบคโปรเจกชัน	0.36	0.53	1.12	1.82	2.71
วิธีพีวเตอร์แบคโปรเจกชัน	0.39	0.59	1.13	1.92	3.02
วิธีART 1 Iteration	0.12	0.16	0.39	0.62	0.93
วิธีSIRT 1 Iteration	0.22	0.31	0.66	1.07	1.67
วิธีSART 1 Iteration	0.30	0.45	0.92	1.52	2.21
วิธีART 5 Iteration	0.62	0.89	1.90	3.14	4.65
วิธีSIRT 5 Iteration	1.11	1.67	3.34	5.51	8.31
วิธีSART 5 Iteration	1.53	2.27	4.59	7.63	11.44

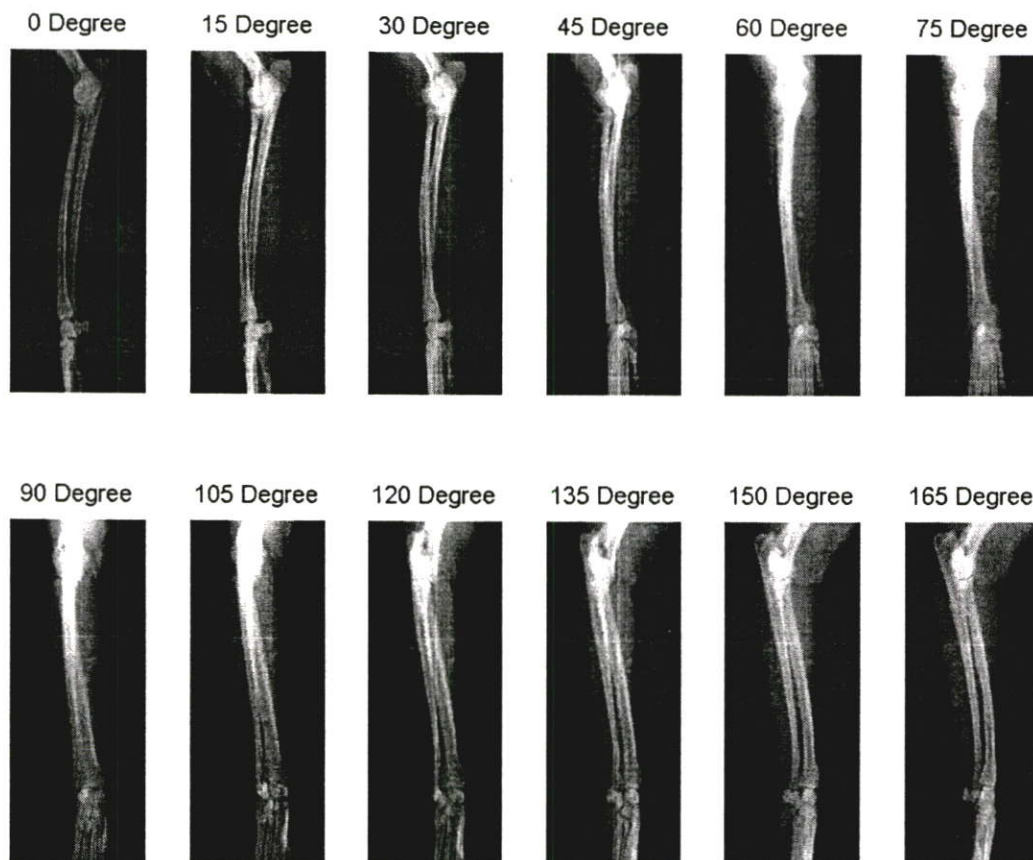
*ในวิธีART, SIRT, SART ไม่รวมเวลาที่ใช้ในการคำนวณWeighting factor



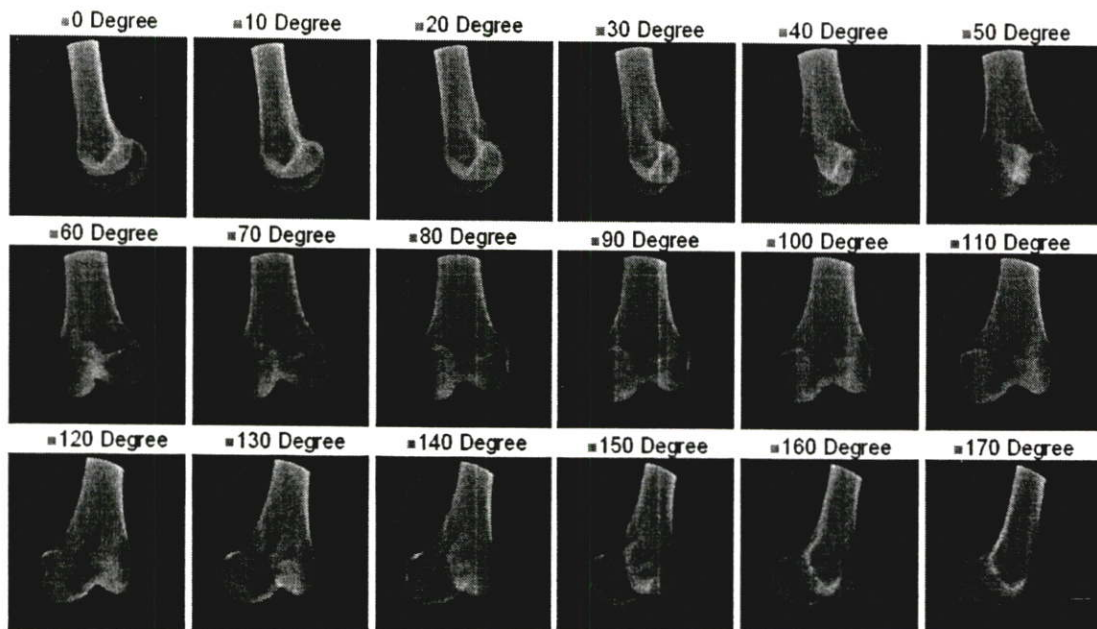
รูปที่ 5.24 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีต่างๆ

5.3 การทดลองสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์

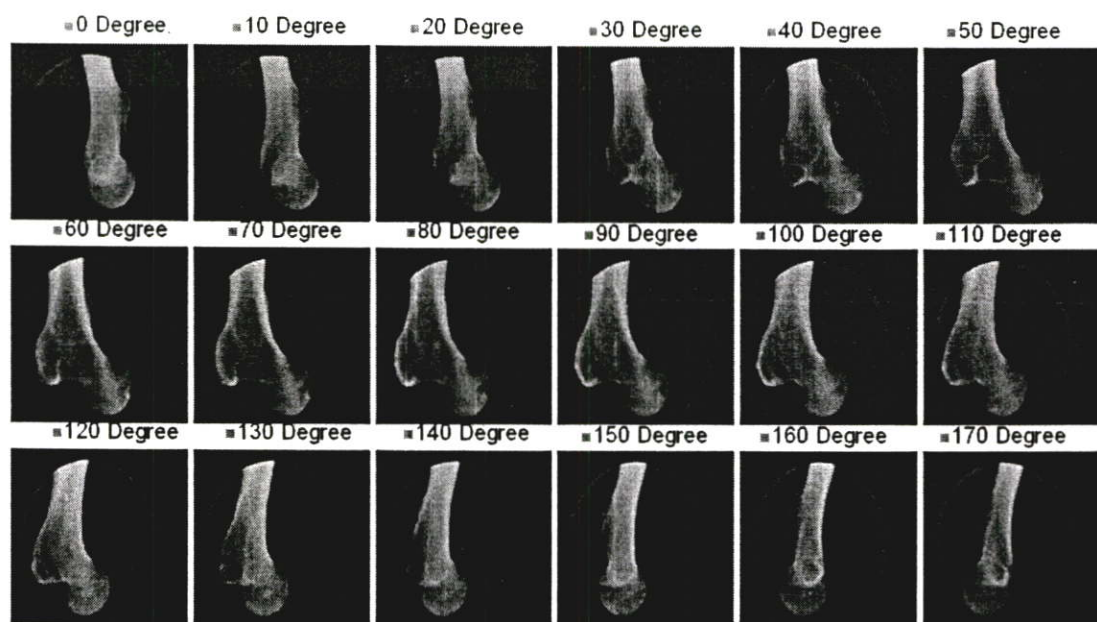
ในการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์นั้น งานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองกับชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์จำนวน 3 ชุด ได้แก่ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของขาสุนัขในมุมที่ต่างกัน 12 มุม โดยจะถ่ายที่มุม 0-165 องศา ขนาด 480x256 พิกเซล ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงหัวเข่า และ ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงต้นขาในมุมต่างๆกัน 18 มุม ขนาด 256x256 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 5.25 ถึงรูปที่ 5.27



รูปที่ 5.25 ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขาสุนัขจำนวน 12 ภาพ

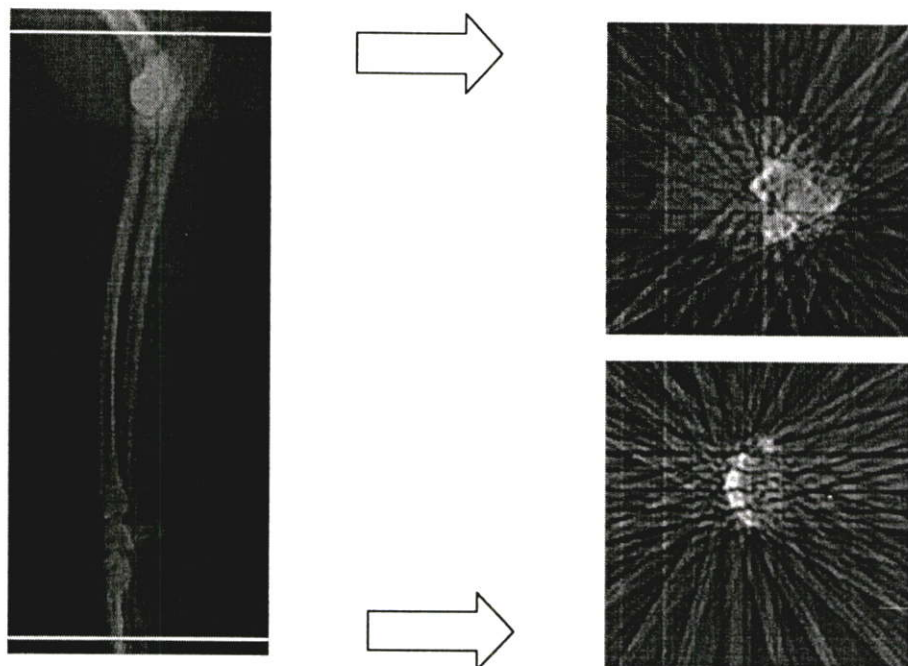


รูปที่ 5.26 ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงหัวเข่าจำนวน 18 ภาพ

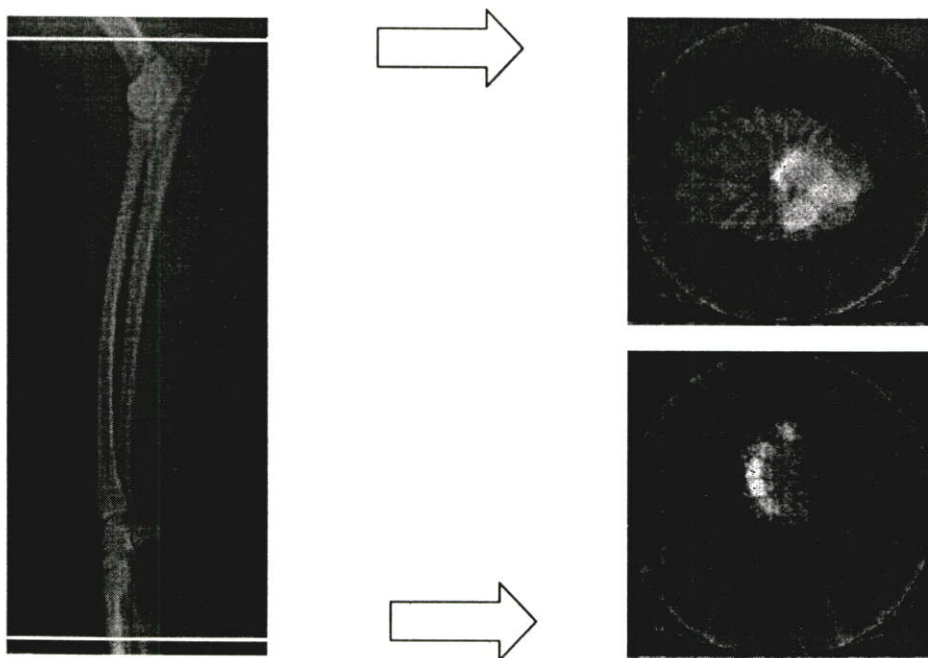


รูปที่ 5.27 ชุดภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกช่วงต้นขาจำนวน 18 ภาพ

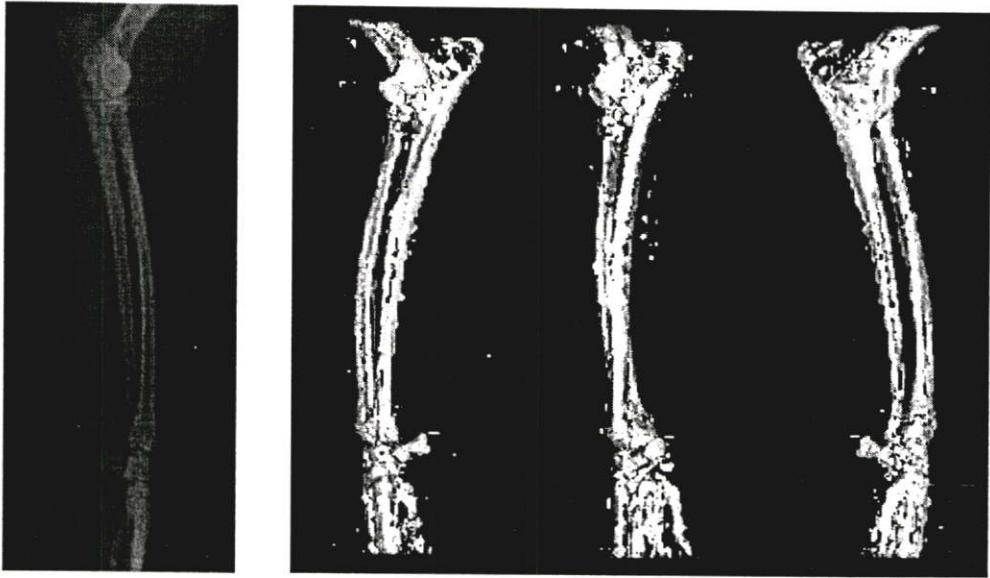
เราจะทำการทดลองเปรียบเทียบการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์ในรูปที่ 5.25 ถึงรูปที่ 5.27 โดยวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน(FBP) และวิธี SART 5 iteration หลังจากนั้นนำเอาภาพถ่ายตัดขวางทั้งหมดมาเรียงต่อกันเป็นข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร แล้วจึงนำข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตรที่ได้มาสร้างเป็นภาพ 3 มิติ ด้วยการสร้างภาพเชิงพื้นผิวด้วยแบบมาร์ชชิงคิวบ์ เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพ



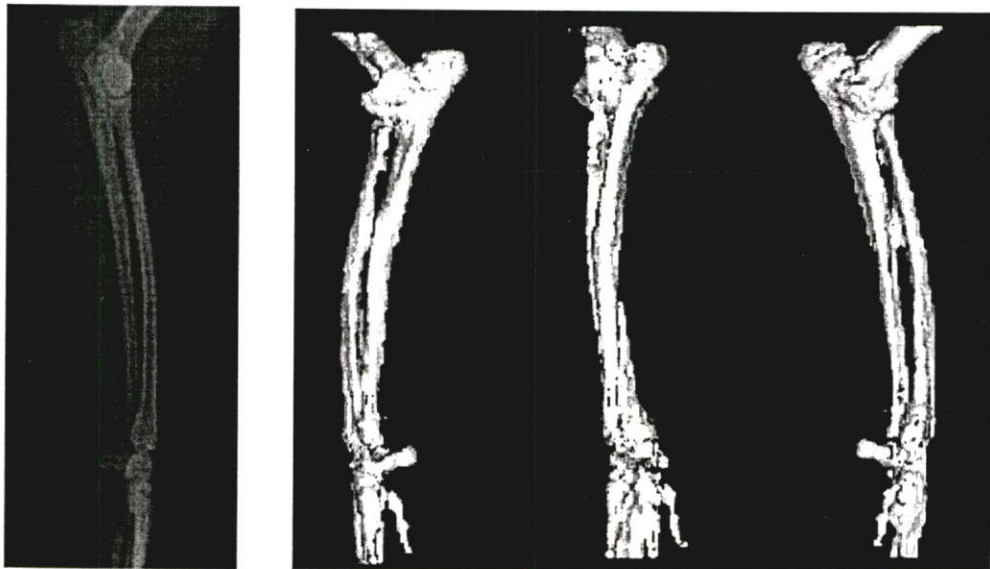
รูปที่ 5.28 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโพรเจกชัน



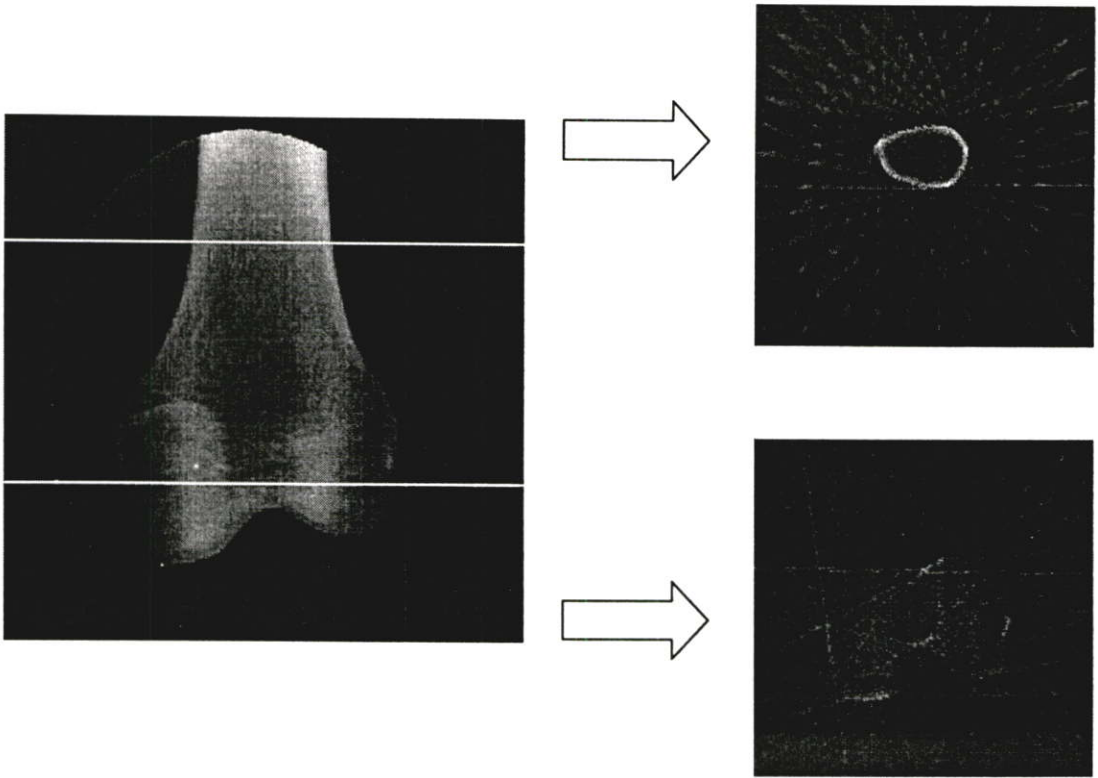
รูปที่ 5.29 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีSART



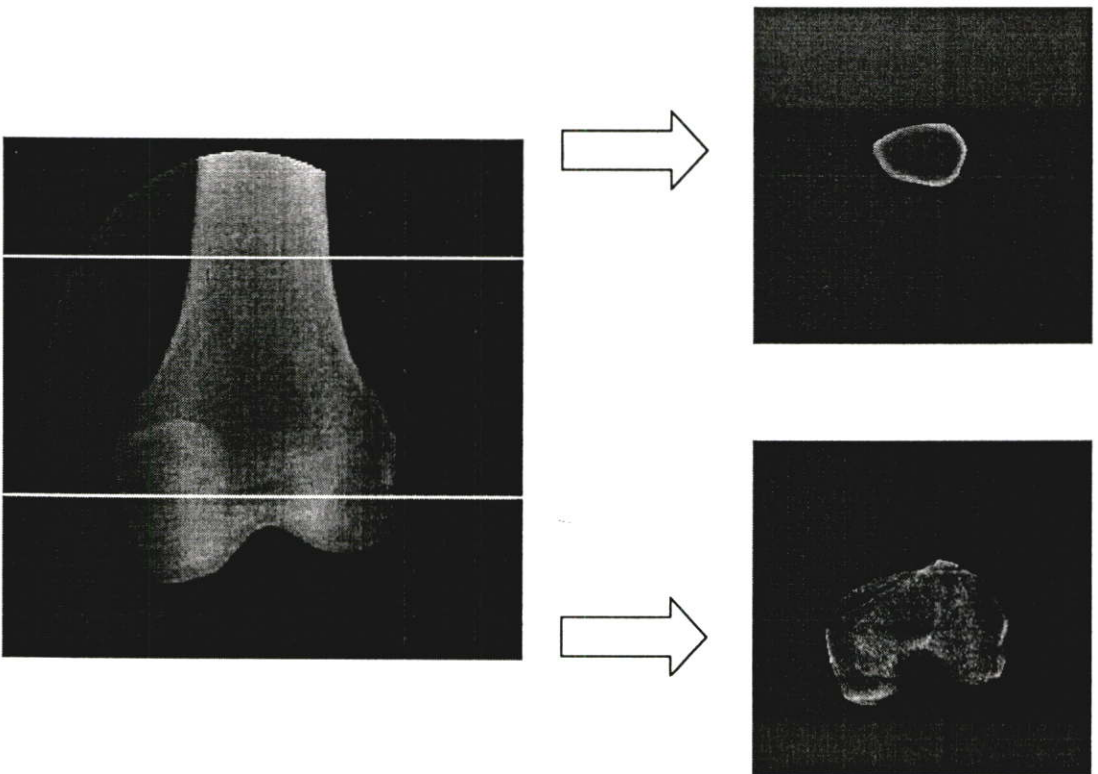
รูปที่ 5.30 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน



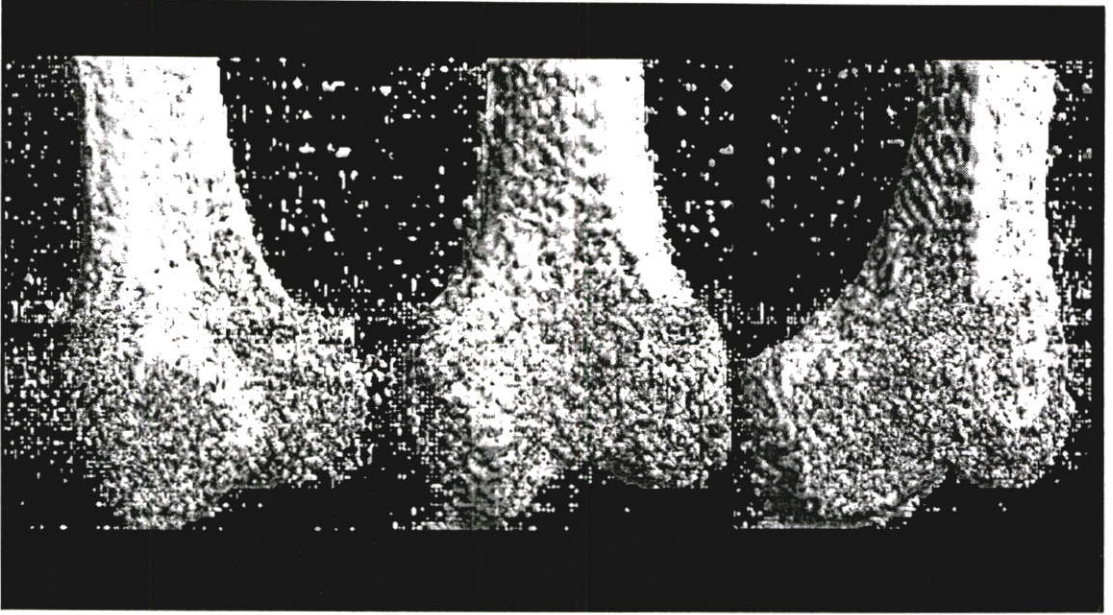
รูปที่ 5.31 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีSART



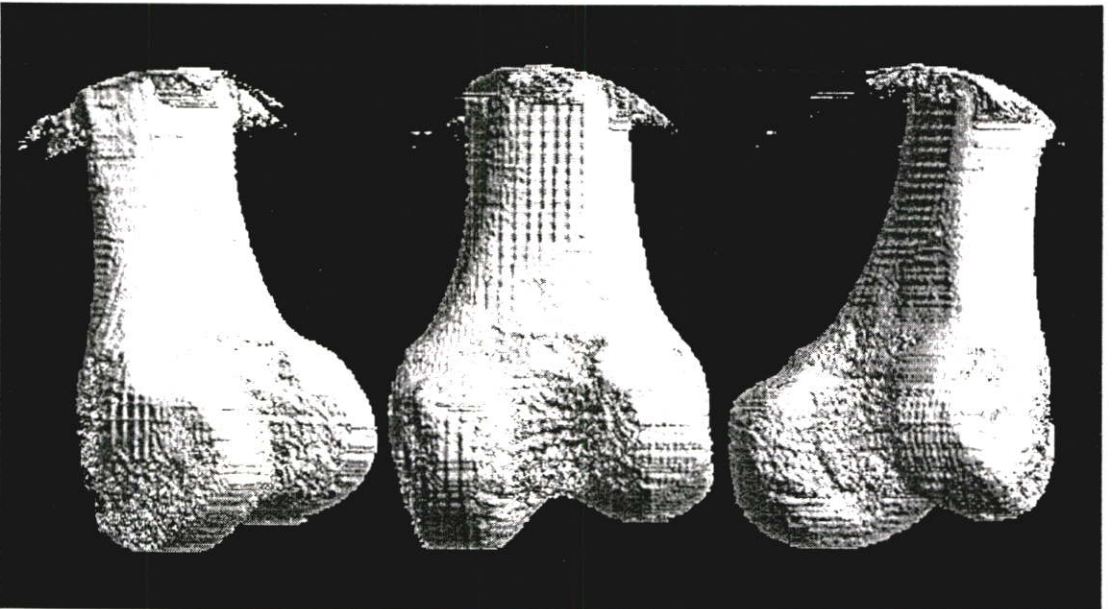
รูปที่ 5.32 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงหัวเข่าที่ตำแหน่ง 60 และ 160 จากวิธีFBP



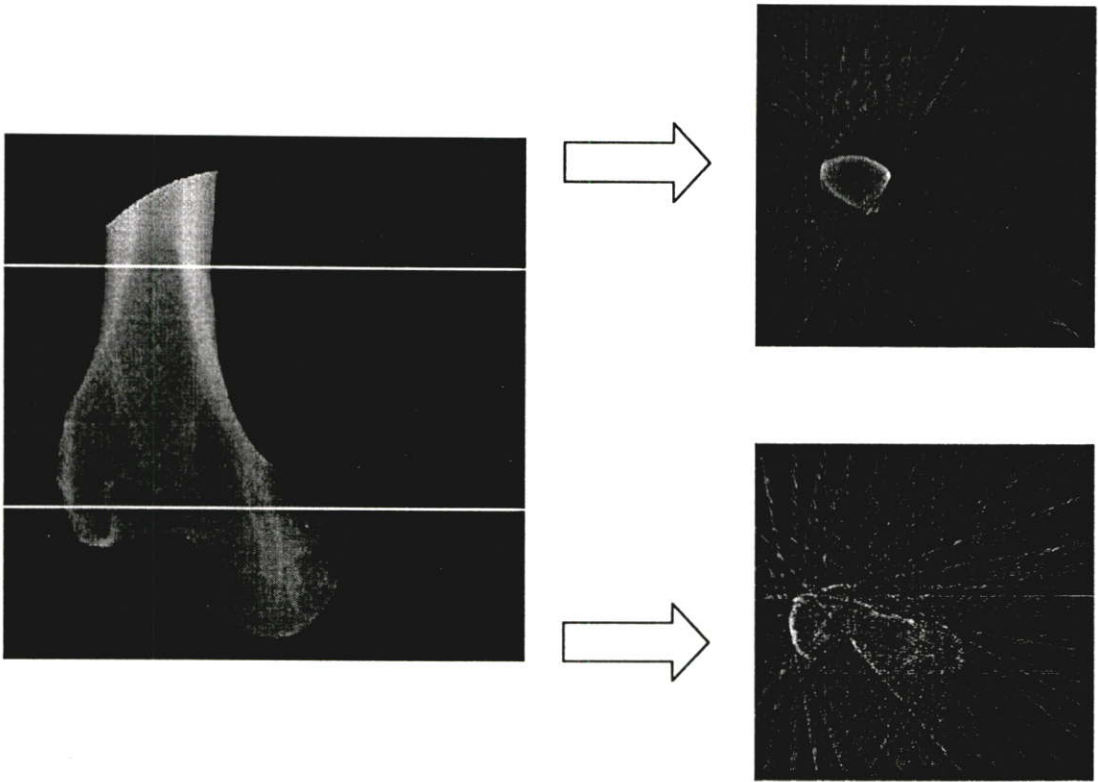
รูปที่ 5.33 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงหัวเข่าที่ตำแหน่ง 60 และ 160 จากวิธีSART



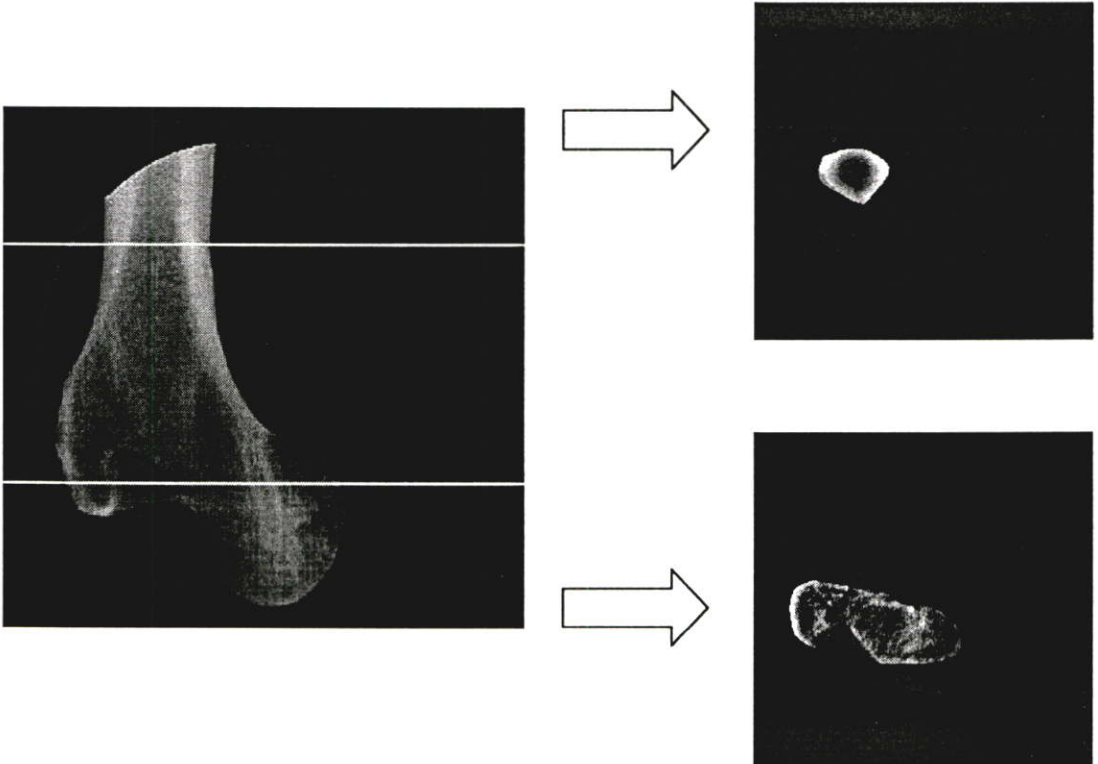
รูปที่ 5.34 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงหัวเข่าที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีFBP



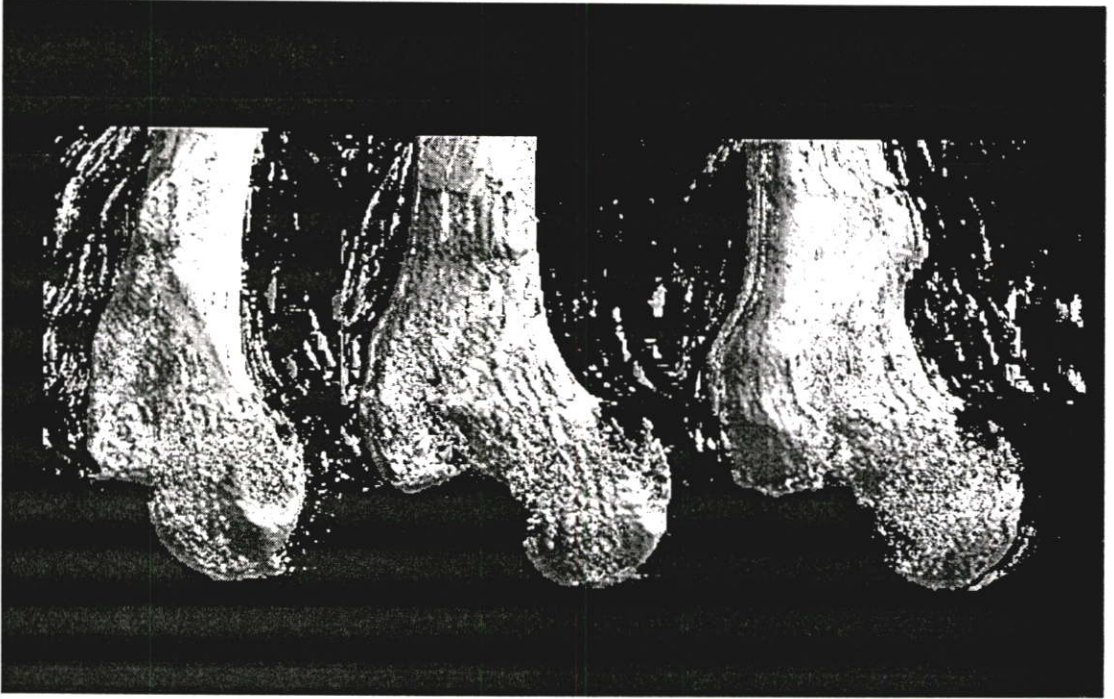
รูปที่ 5.35 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงหัวเข่าที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีSART



รูปที่ 5.36 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงต้นขาที่ตำแหน่ง 60 และ 180 จากวิธีFBP



รูปที่ 5.37 ตัวอย่างภาพตัดขวางกระดูกช่วงต้นขาที่ตำแหน่ง 60 และ 180 จากวิธีSART



รูปที่ 5.38 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงต้นขาที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีFBP



รูปที่ 5.39 ภาพ 3 มิติของกระดูกช่วงต้นขาที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีSART

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

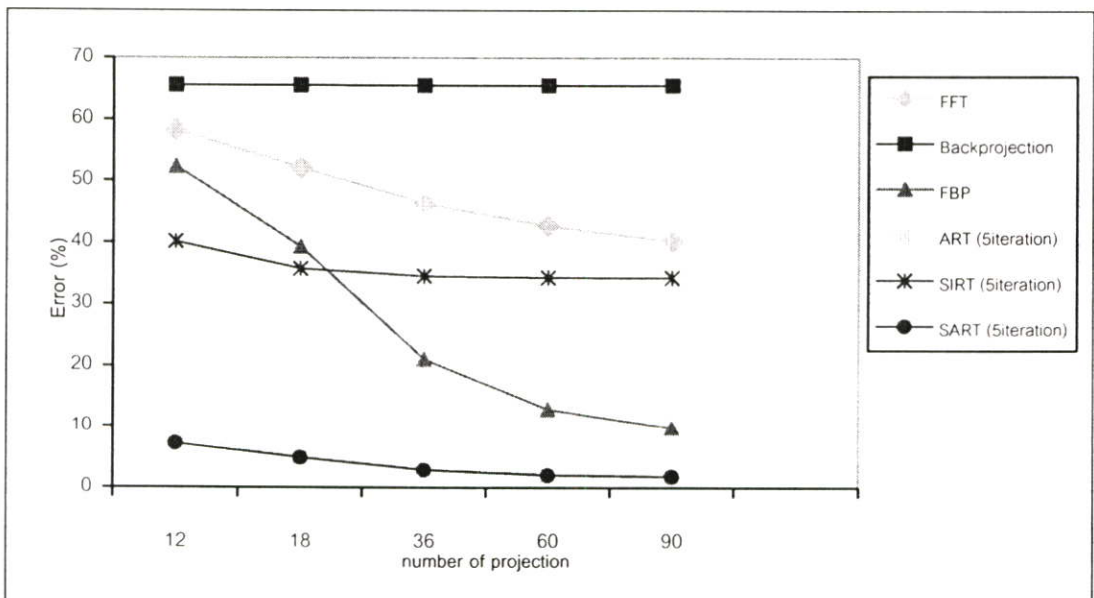
6.1 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์โดยใช้ อัลกอริทึมแบบพีชคณิต โดยได้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน

ส่วนแรกเป็นการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ (ซึ่งได้ใช้แบบจำลองของ Shepp and Logan Phantom) โดยใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์ วิธีแบคโปรเจกชัน วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน และอัลกอริทึมแบบพีชคณิต แล้วทำการหาค่าผิดพลาด (Error) MSE (%)

ในส่วนของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต พบว่าเมื่อจำนวนของอิทเทอเรชันเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าผิดพลาดจะมีค่าลดลง และเมื่อจำนวนของโปรเจกชันเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าผิดพลาดจะมีค่าลดลง ในกรณีของวิธีARTและSART เมื่อเพิ่มจำนวนของอิทเทอเรชันให้มากกว่า 5 ค่าความผิดพลาดเริ่มที่จะไม่เปลี่ยนแปลง แต่ในกรณีของวิธีSIRTนั้นเมื่อเพิ่มจำนวนของอิทเทอเรชันให้เพิ่มขึ้นค่าความผิดพลาดยังคงลดลงอยู่ และเมื่อทำการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดแล้วพบว่าวิธีSARTจะเป็นวิธีที่ให้ค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดในอัลกอริทึมแบบพีชคณิต

ในส่วนของการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของอัลกอริทึมแบบพีชคณิต(SART) กับวิธีการแปลงฟูเรียร์ วิธีแบคโปรเจกชัน และวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน พบว่าวิธีSART จะให้ค่าความผิดพลาดที่น้อยที่สุด รองลงมาด้วยวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน วิธีแบคโปรเจกชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ ดังกราฟในรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 กราฟแสดงค่าผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีต่างๆ

ในส่วนที่สองเป็นการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ โดยในส่วนนี้ได้ทำการทดลองกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ในส่วนขาของสุนัขที่ถ่ายในมุมที่ต่างกันจำนวน 12 ภาพ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์กระดูกส่วนหัวเข่าที่ถ่ายในมุมที่ต่างกันจำนวน 18 ภาพ และภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์กระดูกส่วนต้นขาที่ถ่ายในมุมที่ต่างกันจำนวน 18 ภาพ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่ได้นี้จะป็นข้อมูลโปรเจกชัน จากนั้นจึงนำข้อมูลโปรเจกชันมาสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีSART(5 iteration) และ วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน แล้วจึงนำภาพตัดขวางทั้งหมดมาสร้างข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร จากนั้นจึงสร้างภาพ 3 มิติ โดยวิธีการสร้างภาพเชิงพื้นผิวด้วยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์ พบว่าภาพสามมิติที่ได้จากผลของการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีSART จะให้ภาพที่ดูดีกว่าภาพสามมิติที่ได้จากผลของการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน แต่จะพบว่าอัลกอริธึมแบบพีชคณิตจะยังมีข้อด้วยด้านเวลาที่ใช้ในการคำนวณ โดยจะใช้เวลาในการคำนวณที่นานกว่าวิธีอื่นๆ

เอกสารอ้างอิง

- [1] สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา กระทรวงสาธารณสุข. 2537. **รวมสาระสำคัญจากการประชุมสัมมนา เรื่อง การใช้เทคโนโลยีทางการแพทย์ที่เหมาะสมสำหรับประเทศไทย 2537.**
- [2] ศาสตราจารย์ นายแพทย์สงกรานต์ นิยมเสน. 2542. แพทยสภาสาร. ปีที่ 28. ฉบับที่ กรกฎาคม-กันยายน. หน้า246
- [3] ชนาธิป นิลแก้ว, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์, มนัส สังวรศิลป์ และ กิตติพล ชิตสกุล . 2544 . “ **การสร้างภาพ 3 มิติจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์.**” หน้า 1220-1225. การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 24 . กรุงเทพฯ : คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [4] **โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชนฯ. สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชนฯ เล่ม 9**
- [5] ชูศักดิ์ เวศแพศย์. 2531. **การป้องกันอันตรายจากไฟฟ้าและรังสีทางการแพทย์.** พิมพ์ครั้งแรก
- [6] รองศาสตราจารย์ ดร.วิภา บุญกิตติเจริญ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี. **Radiation Accident.**
- [7] **International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources.** IAEA Safety Series No 115,1995.
- [8] naiporn@hotmail.com. **ปริมาณรังสี/ผล.** [Online]. Available : <http://www.webthaihai.com/xray>.
- [9] Kak, A. C. and Slaney, M. 1988. **Principles of Computerized Tomographic Imaging.** New York: IEEE Press.
- [10] S. X. Pan and A. C. Kak, “A computational study of reconstruction algorithms for diffraction tomography: Interpolation vs. filtered-backpropagation,” IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing, vol. ASSP-31, pp. 1262-1275, Oct. 1983.
- [11] Kuhl DE, Edwards RQ. **Image sepaltion radioisotope scanning.** Radiology. 1963; 80:653-661.
- [12] Kihl DE, Hale J, Eaton WL. **Transmission scanning : a useful adjunct to conventional emission scanning for accurately keying isotope deposition to radiographic anatomy.** Radiology 1966; 87:278-284.
- [13] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, “Practical cone-beam algorithm,” J. Opt. Soc. Amer., vol. 1, pp. 612-619, June 1984.
- [14] A. C. Kak and B. Roberts, “Image reconstruction from projections,” in Handbook of Pattern Recognition and Image Processing, T. Y. Young and K. S. Fu, Eds. New York, NY: Academic Press, 1986.

- [15] S. Kaczmarz, "Angenaherte auflosung von systemen linearer gleichungen," Bull. Acad. Pol. Sci. Lett. A, vol. 6-8A, pp. 355-357, 1937.
- [16] K. Tanabe, "Projection method for solving a singular system," Numer. Math., vol. 17, pp. 203-214, 1971.
- [17] R. Gordon, R. Bender, and G. T. Herman, "Algebraic reconstruction techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photography," J. Theor. Biol., vol. 29, pp. 471-481, 1970.
- [18] H. guan and R. Gordon. Computed tomography using algebraic reconstruction techniques (art) with different projection access schemes: a comparison study under practical situations. Phys. Med. Biol., 41:1727-1743, 1996
- [19] K. Mueller. Fast and accurate three-dimensional reconstruction of algebraic methods for 3D reconstruction from cone-beam data. IEEE Transactions on Medical Imaging, Sept 1999.

ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Phittaya Ungpinitpong, Chuchart Pintavirooj, Polsart Lertprasert, Manas Sangworasil, “*Improved 3D Visualization from X-Ray Radiograph Using Algebraic Reconstruction Technique.*”, Proceeding of International Symposium on Communications and Information Technologies 2002, Phattaya Thailand, pp.353-356, October 2002.
2. Phittaya Ungpinitpong, Supachai Ngamanekrat, Kasemsuk Sepsirisuk, Chuchart Pintavirooj, Manas Sangworasil “*3D Visualization form X-Ray Radiograph Using Algebraic Reconstruction Technique.*” Proceeding of International Congress on Biological and Medical Engineering, Singapore, pp.84, December 2002.
3. Kasemsuk Sepsirisuk, Phittaya Ungpinitpong, Polsart Lertprasert, Manas Sangworasil, “*Accelerating Ray-Casting for Semitransparent Image Using Bi-directional Skipped Distance Transforms.*”, Proceeding of International Conference on Signal Processing, Beijing, China, October 2002, pp. 1536-1539.
4. Chanrit Yossontikul, Phittaya Ungpinitpong, Kitiphol Chitsakul, Manas Sangworasil, “*Image Reconstruction for Electrical Capacitance Tomography using SART Method.*”, The 2003 International Technical Conference On Circuits/Systems Computers and Communications, Korea.

ประวัติผู้เขียน

นายพิทยา อิงพินิจพงศ์ เกิดเมื่อวันที่ 28 มิถุนายน 2523 ที่จังหวัดบุรีรัมย์ สำเร็จการศึกษา
ระดับมัธยมปลายจาก โรงเรียนบุรีรัมย์พิทยาคม จังหวัดบุรีรัมย์ สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรม
ศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร
ลาดกระบัง ปีการศึกษา 2543